

## PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11)Publication number : 08-084740

(43)Date of publication of application : 02.04.1996

(51)Int.Cl.

A61F 7/00  
A61B 5/055  
A61B 17/36

(21)Application number : 06-246843

(71)Applicant : TOSHIBA CORP

(22)Date of filing : 16.09.1994

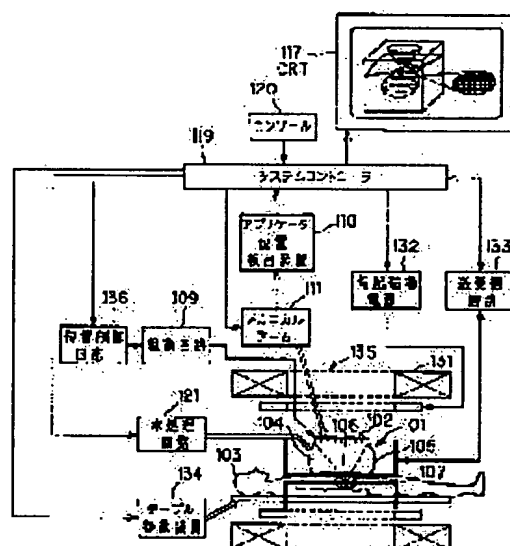
(72)Inventor : SUZUKI TAKUJI  
FUJIMOTO KATSUHIKO  
ISHIBASHI YOSHIHARU  
SHIBATA MARIKO  
AIDA SATOSHI  
OKAMOTO KAZUYA

## (54) TREATMENT APPARATUS

## (57)Abstract:

**PURPOSE:** To generate thermal modification in a region to be treated by suppressing the side effect due to the irradiation with ultrasonic waves by successively emitting ultrasonic waves from a partial region remote with respect to an ultrasonic source and separating a predetermined distance or more in a timewise continuing or approaching irradiation region and leaving a time interval for a predetermined time or more in a spatially continuing or approaching irradiation region.

**CONSTITUTION:** Ultrasonic waves of high intensity are applied to the limited region in the vicinity of a focal point and a region (treatment region) 107 wherein a tumor is present is uniformly cuaterized while the focal point 106 is scanned. In this case, a timewise continuing or approaching irradiation region is irradiated with ultrasonic waves so as to separate a predetermined distance or more and, when this region is absent, the place remotest from a start point is irradiated in all of regions. A positionally continuing or approaching region is irradiated so as to leave an interval of a predetermined time or more. By this constitution, the side effect to an unexpected region or the the expansion of a thermally modified region is suppressed and thermal modification can be accurately generated in an aimed region. Therefore, the safety and certainty of treatment can be enhanced.



## LEGAL STATUS

[Date of request for examination] 26.04.2001

[Date of sending the examiner's decision of rejection] 11.05.2004

[Kind of final disposal of application other than the examiner's decision of rejection or application converted registration]

[Date of final disposal for application]

[Patent number]

[Date of registration]

[Number of appeal against examiner's decision of rejection] 2004-12018

[Date of requesting appeal against examiner's decision of rejection] 10.06.2004

[Date of extinction of right]

Copyright (C); 1998,2003 Japan Patent Office

Japanese Unexamined Patent Application Publication

JP,A 8-84740

[0004] In such a situation, the hypothermia method has received attention as one of cancer treatment techniques. The hypothermia method is a therapy for selectively destroying only cancer cells by heating and maintaining an affected part of the body at temperature of not lower than 42.5°C based on the difference in heat sensitivity between tumor tissues and normal tissues. As heating methods, a method using electromagnetic waves, e.g., microwaves, has been developed ahead. However, this method has a difficulty in selectively heating a tumor in a deep area of the body due to electric characteristics of an organism, and is not expected to provide satisfactory treatment results for tumors at depths of 5 cm or more. For that reason, a method of utilizing ultrasonic energy, which has good convergence and high penetration, is also considered for treatment of tumors in deep areas of the body (JP,A 61-13955).

[0011] The most important problem faced when carrying out the heating therapy is the motion of a treatment target. An organism accompanies inevitable motions caused by breathing, pulsation, etc., and these motions give rise to the following problems.

[0012] First, when the treatment target is moved, ultraviolet waves are irradiated to a region differing from a treatment scheduled region that has been set in a treatment plan before the start of the treatment, and normal tissues are damaged. Secondly, when the phase mapping method is used to perform the above-mentioned temperature measurement, it is required to acquire a reference image before heating, and to calculate the difference between the reference image and an image after the heating per image pixel. Also, because a thermally modified region caused by the heating changes in relaxation time, the treatment effect can be confirmed by picking up an image of the modified region (Japanese Patent Application 05-228744). On that occasion, the modified region can be clearly observed by calculating the difference between the image before the start of the treatment and the image of the modified region. In the case calculating the difference in such a way, however, if the treatment target is moved between the times of picking up the two images, the difference between different pixels is calculated and an error is caused.

[0013] In order to reduce those influences, a motion vector of the treatment target has to be detected. Based on the detected motion vector, the irradiated position of treatment energy can be changed depending on the motion so as to follow the motion. Also, by correcting the image used in

the difference calculating process by an amount corresponding to the motion and executing the difference calculating process, the error can be reduced. JP,A 62-217976 discloses an ultrasonic temperature distribution measuring device wherein perturbation is applied to an image pickup probe to move an image pickup surface in a direction in which the correlation coefficient is relatively high, and the difference between two images in the same area of interest is calculated while following the motion.

[0014] Several methods for detecting the motion vector are tried in the field of image processing. General methods are ones utilizing image data as it is, e.g., the pattern matching method and the gradient method, (which are essentially equivalent to the method of applying perturbation and calculating the correlation coefficient). Alternatively, the motion vector can also be calculated through the steps of executing the Fourier transform of an image, calculating the product of spatial frequency domains or the quotient of the Inverse Fourier transform, and then calculating the mutual correlation function or the impulse response (Takahiko Fukinuki, "Multi-dimensional Signal Processing of TV Image", The Japan Industrial Journal).

[0015] However, when the general pattern matching method or the like is used to detect the motion, a very large quantity of calculations are required until the motion vector is

calculated, particularly in the three-dimensional case, because the least square error between images is calculated each time one image is gradually shifted. The motion can also be detected by calculating the correlation coefficient as described above, but a long time is taken to detect the motion vector because the correlation coefficient is calculated while applying three-dimensional perturbation. In the case calculating the mutual correlation function, two-dimensional convolution integral has to be calculated if the calculation of the mutual correlation function is executed directly in real time. Thus, a long time is similarly taken for the processing. However, real-time motion information is required in order to follow the target motion.

(19) 日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11) 特許出願公開番号

特開平8-84740

(43) 公開日 平成8年(1996)4月2日

(51) Int.Cl. <sup>5</sup>	識別記号	庁内整理番号	F I	技術表示箇所
A 6 1 F 7/00	3 2 2	9361-4C		
A 6 1 B 5/055				
17/36	3 3 0			
		7638-2J	A 6 1 B 5/ 05	3 8 0
審査請求 未請求 請求項の数 7 F D (全 40 頁)				

(21) 出願番号 特願平6-246843

(22) 出願日 平成6年(1994)9月16日

(71) 出願人 000003078

株式会社東芝

神奈川県川崎市幸区堀川町72番地

(72) 発明者 鈴木 琢治

神奈川県川崎市幸区小向東芝町1番地 株式会社東芝研究開発センター内

(72) 発明者 藤本 克彦

神奈川県川崎市幸区小向東芝町1番地 株式会社東芝研究開発センター内

(72) 発明者 石橋 義治

神奈川県川崎市幸区小向東芝町1番地 株式会社東芝研究開発センター内

(74) 代理人 弁理士 鈴江 武彦

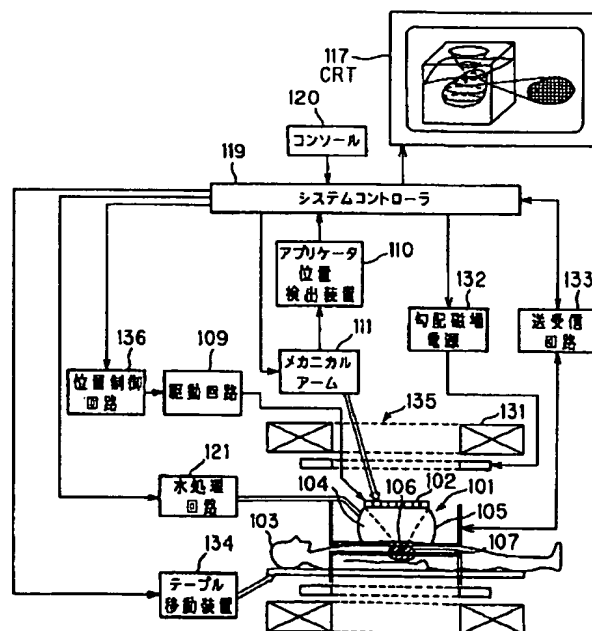
最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 治療装置

(57) 【要約】

【目的】 予期しない部位への超音波照射による副作用を抑制して治療対象部位に十分な熱変性を起こさせることができる安全・確実な治療装置を提供する。

【構成】 超音波源102からの超音波を患者103体内の治療対象部位に集束させて照射するアプリケーション10と、患者体内の3次元画像情報を取得するためのMRI装置と、3次元画像情報から治療対象部位の3次元領域を複数のセクションに、各セクションを複数の部分領域に分割する手段と、複数の部分領域に対して(a)超音波源に対してより遠いセクションに属する部分領域から順に超音波を照射する、(b)時間的に連続または超音波照射対象の部分領域間の距離を所定距離以上離す、(c)空間的に連続する超音波照射対象の部分領域間の時間間隔を所定時間以上空ける、の3原則を満たす手順で照射させる制御を行う照射制御手段とを具備する。



**【特許請求の範囲】**

【請求項 1】超音波源を有し、該超音波源からの超音波を被検体内の治療対象部位に集束させて照射する照射手段と、

前記被検体内の 3 次元画像情報を取得する手段と、

前記 3 次元画像情報から前記治療対象部位の 3 次元領域を抽出する手段と、

前記 3 次元領域を所定の厚さの複数のセクションに分割する手段と、

前記セクションを所定のサイズの複数の部分領域に分割する手段と、

前記複数の部分領域に対して前記照射手段から前記治療用超音波を所定の手順で照射させる制御を行う照射制御手段とを具備し、

前記照射制御手段は、前記超音波源に対してより遠いセクションに属する部分領域から順に前記超音波を照射する、時間的に連続または近接する超音波照射対象の部分領域間の距離を所定距離以上離す、空間的に連続または近接する超音波照射対象の部分領域間の時間間隔を所定時間以上空けるという条件を満たすよう制御することを特徴とする治療装置。

【請求項 2】磁気共鳴診断装置によって収集された被検体内の画像情報に基づいて、前記被検体内の治療対象部位を認識し、治療用エネルギー照射手段から治療用エネルギーを該治療対象部位に照射して治療を行う治療装置において、

前記被検体内の画像情報の空間周波数データを収集する手段と、

前記空間周波数データより時間的に隣接する画像間のインパルス応答または相互相関関数を求め、これらインパルス応答または相互相関関数のピーク点から前記患者の動きを検出する手段と、

この手段により検出された動きに従い前記治療用エネルギー照射手段による前記治療用エネルギーの照射位置を変更する手段とを具備することを特徴とする治療装置。

【請求項 3】磁気共鳴診断装置によって収集された被検体内の画像情報に基づいて、前記被検体内の治療対象部位を認識し、治療用エネルギー照射手段から治療用エネルギーを該治療対象部位に照射して治療を行う治療装置において、

前記治療用エネルギー照射手段による前記治療用エネルギー照射中の温度計測部位を設定する手段と、

この手段により設定された前記温度計測部位について前記磁気共鳴診断装置による局所励起を用いて温度情報を取得する手段と、

この手段により取得された前記温度情報を表示する手段とを具備することを特徴とする治療装置。

【請求項 4】磁気共鳴診断装置によって収集された被検体内の画像情報に基づいて、前記被検体内の治療対象部位を認識し、治療用エネルギー照射手段から治療用エネ

ルギーを該治療対象部位に照射して治療を行う治療装置において、

前記治療用エネルギー照射手段による前記治療用エネルギーの照射方向および照射位置を検出する手段と、

この手段により検出された前記照射方向および位置に従って温度計測部位を設定する手段と、

この手段により設定された前記温度計測部位について前記磁気共鳴診断装置による局所励起を用いて温度情報を取得する手段と、

この手段により取得された前記温度情報を表示する手段とを具備することを特徴とする治療装置。

【請求項 5】被検体内の治療対象に向けて治療用超音波を照射する超音波照射手段と、

この超音波照射手段を駆動する駆動手段と、

前記被検体内からの前記治療用超音波の反射波信号を前記駆動手段から前記超音波照射手段に供給される駆動信号と分離して検出する検出手段と、

この検出手段により検出された前記反射波信号を解析する解析手段と、

前記解析手段の解析結果に基づき前記駆動手段を制御する制御手段とを具備することを特徴とする治療装置。

【請求項 6】被検体内に治療用超音波を照射して治療を行う治療装置において、

前記治療用超音波を照射するための複数の超音波振動子を有する治療用アプリケーションと、

これら複数の超音波振動子の相対位置を第 1 の状態では少なくとも二つの超音波振動子が互いに重なり合い、第 2 の状態では該少なくとも二つの超音波振動子の重なり合いが減少するように変更する相対位置変更手段と、

この相対位置変更手段を前記治療用アプリケーションの前記被検体内への挿入時は前記相対位置が前記第 1 の状態となり、治療時は前記相対位置が前記第 2 の状態となるように制御する手段とを具備することを特徴とする治療装置。

【請求項 7】磁気共鳴診断装置によって収集された被検体内の画像情報に基づいて、前記被検体内の治療対象部位を認識し、治療用エネルギーを該治療対象部位に集束させて照射することにより治療を行う治療装置において、

前記治療用エネルギーを照射する治療用エネルギー照射手段および該治療用エネルギー照射手段を収納するハウジングを有する治療用アプリケーションと、

前記ハウジングに前記磁気共鳴診断装置で検出可能な材質により形成され、前記磁気共鳴診断装置に対する前記治療用アプリケーションの位置決めのための基準マーカとを具備することを特徴とする治療装置。

**【発明の詳細な説明】****【0001】**

【産業上の利用分野】本発明は、超音波を使用して生体内の腫瘍などを治療する超音波治療装置に関する。

## 【0002】

## 【従来の技術】

(1) 近年、MIT (Minimally Invasive Treatment) とよばれる最少侵襲治療の流れが医療の各分野で注目を集めている。その一例として、結石症の治療に体外から強力超音波を照射し、無侵襲的に結石を破碎治療する結石破碎装置の実用化が挙げられ、これが泌尿系結石の治療法を大きく様変わりさせている。この結石破碎装置に使用される強力超音波の発生法としては、水中放電方式、電磁誘導方式、微小爆発方式およびピエゾ方式等が知られている。これらのうち、特にピエゾ素子によって協力超音波を発生させるピエゾ方式は、例えば特開昭60-145131、USP-4526168等に記載されているように、小焦点にできる、消耗品がない、強力超音波圧力を任意にコントロールできる、複数のピエゾ素子にかかる駆動電圧を位相制御することで焦点位置を任意にコントロールできる等、優れた長所があり、注目されている。

【0003】一方、腫瘍の治療の分野でもMITは1つのキーワードとなっている。特に悪性新生物、いわゆる癌の場合、その治療の多くを外科的手術に頼っている現状から、本来その臓器が持つ機能や外見上の形態を大きく損なう場合が極めて多く、生命を長らえたとしても患者にとって大きな負担が残ることから、QOL (Quality Of Life) を考慮した侵襲の少ない治療法および治療装置の開発が強く望まれている。

【0004】このような流れの中、癌の治療技術の一つとしてハイパーサーミア療法が注目されるようになってきた。これは、腫瘍組織と正常組織の熱感受性の違いを利用して、患部を42、5℃以上に加温・維持することで癌細胞のみを選択的に死滅させる治療法である。加温の方法としてはマイクロ波等の電磁波を用いる方法が先行しているが、この方法では生体の電気的特性により深部の腫瘍を選択的に加温することは困難であり、深さ5cm以上の腫瘍に対しては良好な治療成績は望めない。そこで、深部腫瘍の治療には集束性が良く深達度の高い超音波エネルギーを利用する方法が考えられている(特開昭61-13955)。

【0005】また、この加温治療法を更に進めて、ピエゾ素子より発生した超音波を患部に集束させて腫瘍部分を80℃以上に加熱し、腫瘍組織を瞬時にタンパク変性ないし熱変性させて壊死させる治療法も報告されている(G. Vallancien et al.: Progress in Uro. 1991, 1, 84-88、特開昭61-13955、特願平3-306106等)。この治療法では、焦点近傍の限局した領域に非常に強い強度の超音波が投入されるために、従来のハイパーサーミアとは異なり、腫瘍の存在する領域を焦点をスキャンしながら万遍なく照射する必要がある。特に数千W/cm<sup>2</sup>という強力超音波を照射する際には、照射に伴って発生するキャビテーションや患部の熱変性による

音響特性の変化が大きな問題となると考えられる。キャビテーションが発生した領域では超音波による発熱が起こり易くなり、ある位置に強力超音波を照射した直後にその近接した場所に次の照射を行うと、前回の照射で発生したキャビテーションによって予期しない位置に発熱が惹起され、時には副作用の原因となる可能性もある。

【0006】この問題点を解決するために、近接した部位に連続して強力超音波を照射しないように制御する方法が提案されている(特願平4-43603)。しかし、この方法では近接した部位に強力超音波を照射せざるを得ない場合にどの様に照射を制御するかに関する記述はなされていなかった。

【0007】(2) また、超音波による発熱ではなく、結石を破碎するような強力なパルス状の強力超音波を癌に照射し、その機械的な力で細胞を壊死させる治療法も研究されている(例えば、Hoshi, S. et al.: J. Urology, Vol. 146:439, 1991.)。ところで、これらの超音波治療装置を用いると、開腹する必要がないことから患者にかかる負担を軽減できるが、反面、直接患部を目視することができないために、治療に際しては体内の必要な情報及び治療目標の位置等を得るための手段が必要となる。

【0008】従来の超音波治療装置においては、強力超音波の焦点を位置決めする際、超音波断層像を用いる方法があるが、治療対象である腫瘍は3次元的に複雑な形状を呈することが多く、2次元画像では腫瘍全体を万遍なく治療することは非常に困難である。そこで、特開昭61-209643のように超音波を用いた3次元画像との組合せも提案されているが、超音波では骨や肺などの含気臓器の後方が見えず、超音波情報を基にしても正確な3次元画像は得られない。また、この従来例では単に焦点と治療部位の相対位置を確認するだけであり、治療の効果を判定する手段がなく、数週間から数カ月後にならないと治療の継続・終了の決定が出来なかった。

【0009】そこで、上述した超音波治療装置と、生体内の3次元情報を収集し体内の画像を表示するMRI(磁気共鳴イメージングシステム)あるいはX線CTと組み合わせて用いる方法も考えられている。例えば、特開平2-161434にMRI画像に基づき穿刺等の治療を行う装置が述べられている。

【0010】さらに、特願平5-228744には、超音波治療装置において正常組織への誤照射の防止と確実な治療を行うために、画像診断装置を用いて患部が確実に高温になり、また周辺の正常組織に過熱が起きていないことをリアルタイムにモニタリングすることと、これによる加温位置の計測について述べられている。例えば、MRIの化学シフトの温度依存性を用いて非侵襲温度計測が可能である(Y. Ishihara et al.: Proc. 11th Ann. SMRM Meeting, 4803, 1992)。ここでは、静磁場分布を位相分布に置き換えて撮像するフェーズマッピング



法を用いて温度変化による化学シフトの変化分を測定している。

【0011】この様な加温治療を行うときに最も問題になるのは、治療対象の動きである。生体では呼吸、拍動その他の不可避な動きが存在し、これにより以下のような問題が生じる。

【0012】第1に、治療対象が動くと、治療前に治療計画で設定した治療予定部位と異なる部位への超音波照射を行うことになり、正常組織を傷つけることになる。第2には、前述の温度計測を行うときにフェーズマッピング法を用いると加熱前に参照画像を取得し、これとの各画像ピクセル毎の差分を計算する必要がある。また加熱による熱変性部は緩和時間が変化することから変性部を画像化して治療効果の確認に使用でき（特願平05-228744）、この際治療前の画像との差分を計算するとより変性部を明瞭に観察できる。しかしこれらのように差分を取る場合、撮像間で治療対象が動くと違うピクセル間の差分を計算することになるので誤差を発生する。

【0013】これらの影響を低減するためには、対象の動きベクトルを検出することが必要となる。これにより動きに対して治療エネルギーの照射位置を変更し、動きに追従することができ、また差分処理を行う画像を動いた分だけ補正して差分処理を行うことで誤差が低減できる。特開昭62-217976には、超音波温度分布計測装置において撮像プローブに振動を加え、相関係数の大きな方向へ撮像面を移動することで、動きに追従して同一関心領域での差分を計算する装置が述べられている。

【0014】動きベクトル検出法に関しては、画像処理の分野でいくつか方法が考えられている。パターンマッチング法、勾配法など画像データそのままを利用した方法が一般的であるが（振動を加えて相関係数を計算する方法と本質的には等価）、画像のフーリエ変換を行い、空間周波数領域の積、あるいは商の逆フーリエ変換を計算し、相互相関関数、あるいはインパルス応答を計算することでも動きベクトルが計算できる（吹抜 敬彦著、「TV画像の多次元信号処理」、日刊工業新聞社）。

【0015】しかし、動きを検出するのに一般的なパターンマッチング法などを用いると、画像を徐々にずらしその都度画像間の最小自乗誤差を計算するので、特に3次元の場合、動きベクトルを計算するまでに膨大な計算量を必要とする。前述のように相関係数を計算することでも動きを検出することができるが、3次元的な振動を与えてそれぞれの相関係数を計算するので、動きベクトルの検出には時間がかかる。相互相関関数を計算する場合でも、実時間上でそのまま計算すると2次元の畳み込み積分を計算することとなり、やはり処理に時間がかかる。しかし対象の移動に対し追従するためにはリアルタイムな動きの情報が必要である。

【0016】（3）さらに、特願平05-228744には、組織の熱変性により緩和時間 $T_1$ 、 $T_2$ が変化するため、これらの強調画像で熱変性部を描出する事ができ治療効果確認が可能であることが述べられている。

【0017】（4）また近年、外部からアクセスの容易なオープンタイプのマグネットを持つMRIシステムが多く発表されてきており、これを手術等のモニタ用MRIとして利用することについて特開平4-312446等で述べられている。このようなMRIでは術者がMRIでモニタを行いながら治療をおこなうことができる。

【0018】一方、MRIにおいて $x$ 、 $y$ 、 $z$ それぞれの方向への選択励起を行うことで任意の位置の1ポイントのみを励起することも可能である。また一回の励起で任意の部位に任意の形状で励起を行う技術も報告されている（C. J. Hardy, and H. E. Cline, Journal of Magnetic Resonance, vol. 82, pp. 647-654, 1989）。これを用いるとある位置のNMR信号のみを得ることができる。1回の励起で3次元的に局所励起することもできる（J. Pauly et al.: "Three-Dimensional  $\pi$  Pulse", Proc. 10th Ann. SMRM Meeting, 493, 1991）。またこれらを超音波などによる加熱治療の温度モニタのシーケンスに適応することも考えられている（米国特許第5,307,812号）。

【0019】また、集束超音波による加熱治療の肉片を用いた実験では、照射時間を長くすると変性領域が照射軸に沿って手前側に広がるという結果が得られており、必ずしも加熱領域が焦点に一致しないことが分かってきている（藤本ら、日本ME学会雑誌論文号 JJME, vol. 32 Suppl., pp. 125）。よって治療時の温度モニタが非常に重要となってくる。

【0020】（5）さらに、患者体内の治療部位をモニタリングする手段として、例えば結石破碎装置では、特開昭63-5736公報に提案されているごとく、結石破碎用の強力な超音波パルス（衝撃波）の非照射時に結石探査用の微弱な超音波を照射して結石からの反射信号を解析し、結石と焦点が一致したときのみ衝撃波を照射する装置が知られている。また、強力超音波による加温治療装置においては、特開平4-43603公報に記載されているがごとく、MRI、CTや超音波診断装置を用いたモニタリングシステムが提案されている。しかし、モニタリング装置に超音波診断装置を用いた加温装置では、治療用超音波がモニタリングに対して影響を与え、治療中のリアルタイムモニタリングが行えないという問題があった。

【0021】この問題に対しては、特願昭60-241436公報で提案されているように生体内画像に対して治療用超音波が影響を与えないように、生体内画像非構成時に治療用超音波を照射する装置が知られている。また、MRIやCTを用いてモニタリングを行う超音波加温装置では、モニタリング専用の装置を治療エネルギー源

とは別個に用意しなければならず、装置の設置スペースの増加やコストの負担が大きくなるという欠点があった。

【0022】以上の問題点に対し、特開平 5-194359 公報に記載されているように、結石破碎用ピエゾ素子と加温・加熱治療用ピエゾ素子を一体化した治療用超音波エネルギー発生源が提案され、加温・加熱治療中は結石破碎用ピエゾ素子を治療領域調査用の微弱超音波発生源として用いた装置が知られている。

【0023】(6) ところで、前述のように体外から超音波を集束させる超音波治療装置においては、骨が上部にある様な部位、例えば脳や肝臓などを治療する際、治療用超音波が反射されてしまうため、十分なエネルギーを患部に照射する事が困難であった。また、身体の中心部付近の非常に深い部位を治療する場合は、超音波の進速度を上げるために周波数を下げねばならず、このため焦点サイズが大きくなってしまいう問題があった。ここで超音波焦点の方位方向のサイズ  $W$  は、 $R/A \cdot f$  ( $A$ : 振動子直径、 $R$ : 振動子曲率、 $f$ : 超音波周波数) に比例、つまり周波数  $f$  に反比例する事が知られている。

【0024】この様な問題を解決するため、近年、治療用超音波を照射するトランスジューサを体腔内に入れて治療しようという試みが始められている。例えば、N. T. Sanghvi らの Noninvasive transrectal ultrasound device for prostate tissue visualisation and tissue ablation in the focal zone using high intensity focused beam, J Ultrasound Med., 1991;10:104-109 においては、直腸内にトランスジューサを挿入し、経直腸壁的に肥大した前立腺を治療する試みが報告されている。

【0025】(7) また、前述した腫瘍治療装置では焦点を位置決めする際、超音波断層像を用いているが、治療対象である腫瘍は 3 次元的に複雑な形状を呈することが多く、2 次元画像では腫瘍全体を万遍なく治療することは非常に困難である。そこで、特開昭 61-209643 号公報に記載されているように超音波を用いた 3 次元画像との組合せも提案されているが、超音波では骨や肺などの含気臓器の後方が見えず、超音波情報をもとにしても正確な 3 次元画像は得られなかった。

【0026】しかも、従来例では単に焦点と治療部位の相対位置を確認するだけであり、治療の効果を判定する手段がなく、数週間から数カ月後にならないと治療の継続・終了の決定が出来なかった。そこで、CT として生体内の 3 次元情報を収集し、体内の画像を表示する MRI を用いる方法が考えられる。しかし、MRI では必ずしも画像再構成がリアルタイムに行われる訳ではない。このため患者の呼吸や体動等による速い動きをとらえる事が出来ない。この動きによる誤照射を防ぐ意味で CT に加えて超音波画像装置を併用する場合がある(特開平 5-300910 号公報)。このとき断層像を得る超音波プローブと治療用超音波の焦点との相対位置を求める

手段を設ける事で、超音波画像上に焦点位置を表示したり、さらに CT で得られた 2 次元または 3 次元の体内画像上にその時表示している超音波断層像の位置を示し、先に立てた治療計画に則って超音波断層像を利用する事が出来る。

【0027】さらに、MRI の T2 画像では、熱による組織変性状況を確認できることが報告されている (Ferenc A. Jolesz et al.: MR Imaging of Laser-Tissue Interactions)。従って、治療前後にこれら 2 つの MRI 画像の差を観測すれば、本治療による生体作用・治療効果の判定が可能であり、未治療部を確認しながら治療できるので、最小限の照射で十分な治療効果を確保できる。

【0028】

【発明が解決しようとする課題】

(1) 従来の超音波治療装置においては、体内の腫瘍領域の治療の際に最適な照射位置制御がなされていないために、予期しない部位に影響が及んだり、狙った部位に十分な熱変性を惹起できない可能性があった。

【0029】本発明の第 1 の目的は、予期しない部位への超音波照射による副作用を抑制して治療対象部位に十分な熱変性を起こさせることができる安全・確実な治療装置を提供することにある。

【0030】(2) 従来の超音波治療装置においては、治療対象が動くと治療予定部位と異なる部位への超音波照射を行うことになるため、正常組織を傷つけるおそれがあり、これを避けるために動きベクトルを検出して治療用エネルギーの照射位置を変更する場合、一般的なパターンマッチング法や相関係数の計算により動きベクトルを検出する方法では検出には時間がかかり、治療対象の移動に対し追従できるようリアルタイムの動き検出ができないという問題があった。

【0031】本発明の第 2 の目的は、MRI 特有の処理手順を利用して複数の画像間の撮像対象の動きをリアルタイムに検出して、常に動きに追従した形で正確に治療が行うことができる治療装置を提供することにある。

【0032】(3) 特願平 5-228744 で述べられている誤照射防止機能は事前のチェック機能であり、実際の治療照射中の温度モニタは行っていない。しかし、生体は呼吸移動、体動などの動きがあり、治療照射を行っているときに動くおそれもある。このような場合の照射状態の異常のチェックとして温度計測が重要になる。しかし加熱治療では、焦点部位を瞬間的に高温にして治療するので、温度計測にはかなり高い時間追従性(リアルタイム性)が必要となる。それに対しエネルギー照射位置は予め分かっているので計測範囲は限定でき、また温度分布はなだらかであることが分かっているので通常の画像程の高い空間分解能は得られなくても十分である。また温度のほかに治療効果を示すデータを高い時間分解能で得る必要もあり、時間分解能を最優先する計測法が

必要である。

【0033】しかしこのような温度計測を行うとき、分布として捉えようとする、1つの画像を撮像するのに例えば通常のスピネコーシーケンスでは一回の励起にかかる時間（繰り返し時間）にエンコード回数をかけた時間必要である。たとえば繰り返し時間が2秒でエンコード回数128回であれば5分程度必要である。これに対しフィールドエコーなどの高速撮像、エコープランナーなどの超高速撮像が考案されているが、フィールドエコーでも撮像に数秒必要で、また超高速撮像でも数100ms必要である。また撮像は高速であっても、その後の再構成処理にある程度時間が必要であり、結果として数秒程度のタイムラグが生じてしまい、正確な温度制御が不可能となる。加熱治療では瞬間に高温に至るので数秒のタイムラグは危険である。

【0034】本発明の第3の目的は、治療照射中に特定部位のみの温度情報をリアルタイムに得ることでエネルギー照射が正常であるかを実際の治療中にチェックできる正確・安全な治療装置を提供することにある。

【0035】（4）超音波治療を行う際には、誤照射防止のための温度モニタが非常に重要となるが、超音波モニタでは高精度に温度分布を測定することができない。MRIでは温度分布計測は可能であるが、治療用超音波の照射方向は任意であり、超音波トランスデューサ3次元撮像が必要となり通常の撮像法では撮像に時間が掛かりリアルタイム性が悪く、治療の効率が非常に悪くなる。

【0036】特にオープンタイプのMRIを用い、ハンドプローブタイプの超音波治療装置を術者が直接操作する場合には、術者が治療装置の位置合わせのために見たい領域は治療部位近傍であり、治療装置の位置、角度に応じて撮像領域を制御しないと治療領域が撮像領域からはずれてしまったり、不用意に広い領域を撮像するために撮像時間がかかりすぎて治療の効率が悪くなる。よってMRIにおいても、超音波プローブを操作するのと同等の手軽さとリアルタイム性を持つ温度分布計測の可能なMRIモニタリングによる超音波治療装置が望まれる。

【0037】また変性が進むに伴い、照射軸に沿って手前側に変性領域が広がることから、照射軸上の温度分布をモニタするのが最も重要となる。局所励起で焦点を含む1ラインの温度分布を得ていても、照射軸に沿っていないと照射軸の手前方向に加熱領域が変位してきたとき撮像ラインからはずれて温度モニタが不可能になってしまう。

【0038】本発明の第4の目的は、常に治療対象部位について高速に温度モニタを行うことができる治療装置を提供することにある。

【0039】（5）治療用衝撃波パルス非照射時に焦点調査用超音波を照射する装置では、治療用超音波をパル

スモードで動作させなければならないため、治療が間欠的となってしまう効率が悪い。また、生体内画像非構成時に治療用超音波を照射する装置では、リアルタイムモニタリングが不可能である。さらに、加温・加熱治療中に結石破碎用ピエゾ素子を用いて治療領域の変化をモニタリングする超音波治療装置では、結石破碎用超音波発生源とそれとは基本周波数が異なる加温・加熱治療用超音波発生源を同一のアプリケータ上に配置してあるため、アプリケータが大きくなるばかりでなく、基本周波数の違う駆動手段が2種類必要という問題点があった。

【0040】本発明の第5の目的は、上記のような問題を伴うことなく治療対象のリアルタイムモニタリングを可能とし、正確・安全な治療装置を提供することにある。

【0041】（6）前述した経直腸的に使用する装置のように、治療対象位置が壁から近い場合は、前式に示したように距離Rが小さいために、治療用超音波振動子の直径Aが小さくても十分に集束でき、しかも周波数も高くできるためさらに集束させてピーク超音波強度を高める事が可能であった。また、直腸が比較的大きな管腔であり、患者への苦痛も比較的少ない場所である事から比較的大きなトランスジューサを挿入することが容易であった。

【0042】ところが、経口的にトランスジューサを挿入し、胃壁を通して肝臓や脾臓等を治療しようとする際、治療部位が比較的深部であるため振動子の直径を大きくしなければならない。しかし、胃内部は広いものの通過経路である食道部が狭く、患者の苦痛を考えればサイズの制限を受けてしまうという問題があった。

【0043】また、最近では体表から腹腔内に筒を挿入し、内視鏡と鉗子を用いて手術をする手技が盛んに行われるようになったが、ここに超音波治療装置を用いようとする場合も同様な問題点があった。

【0044】従って、本発明の第6の目的は、超音波を用いて体腔内の比較的深い部位を効率的に治療可能な治療装置を提供することにある。

【0045】（7）生体内に強力な超音波を照射して加熱治療を行うときには、誤照射による生体損傷を防ぐために正確な位置決めが必要になるが、MRIガントリ内の座標に超音波振動子の焦点の位置を一致させることは、MRIとアプリケータと患者の位置を正確に一致させる必要があるため、例えば既存のMRI装置と新しく購入する超音波加熱装置を組み合わせるときの場合は、困難である。手動でMRIとアプリケータ、アプリケータと患者の2点の位置合わせをする必要があるため、術者の労力と時間がかかったり、MRI装置にアプリケータ位置検出装置を取り付ける必要があり装置のコストが高くなったりするからである。

【0046】本発明の第7の目的は、患者とアプリケータのみの位置合わせで正確な治療を行うことができる治

療装置を提供することを目的とする。

【0047】

【課題を解決するための手段】

(1) 第1の発明に係る治療装置は、超音波源を有し、該超音波源からの超音波を被検体内の治療対象部位に集束させて照射する照射手段と、前記被検体内の3次元画像情報を取得する手段と、前記3次元画像情報から前記治療対象部位の3次元領域を抽出する手段と、前記3次元領域を所定の厚さの複数のセクションに分割する手段と、前記セクションを所定のサイズの複数の部分領域に分割する手段と、前記複数の部分領域に対して前記照射手段から前記治療用超音波を所定の手順で照射させる制御を行う照射制御手段とを具備する。そして、前記照射制御手段は、前記所定の手順として(a) 前記超音波源に対してより遠いセクションに属する部分領域から順に前記超音波を照射する、(b) 時間的に連続または近接する超音波照射対象の部分領域間の距離を所定距離以上離す、(c) 空間的に連続または近接する超音波照射対象の部分領域間の時間間隔を所定時間以上空ける、の3原則を満たす手順を用いることを特徴とする。

【0048】ここで、上でいう所定距離及び所定時間は、治療用超音波の照射によって発生するキャビテーションの影響が失われる距離及び時間に対応させることが好ましい。また、セクションに定められた所定の厚さおよび部分領域のサイズは、超音波源の形状及び駆動方法により決定される焦点発熱形状により決定されることが好ましい。

【0049】さらに、第1の発明においては、被検体内の断層像を取得し画像化する画像診断装置と、超音波源のエネルギー集束位置の可変に連動して、この画像診断装置の断層像取得位置(面・ボリューム)が変化しないように超音波源の位置もしくは信号励起位置を制御する断層画像取得位置制御手段と、取得された断層像を表示する画像表示手段とを有することが好ましい。

【0050】また、画像診断装置として超音波画像診断装置を用い、断層像としてBモードとCモードの組み合わせもしくはボリューム(3D)データを取得することを特徴とする。

【0051】(2) 第2の発明に係る治療装置は、磁気共鳴診断装置によって収集された被検体内の画像情報に基づいて、前記被検体内の治療対象部位を認識し、治療用エネルギー照射手段から治療用エネルギーを該治療対象部位に照射して治療を行う治療装置において、前記被検体内の画像情報の空間周波数データを収集する手段と、前記空間周波数データより時間的に隣接する画像間のインパルス応答または相互相関関数を求め、これらインパルス応答または相互相関関数のピーク点から前記患者の動きを検出する手段と、この手段により検出された動きに従い前記治療用エネルギー照射手段による前記治療用エネルギーの照射位置を変更する手段とを具備する

ことを特徴とする。

【0052】ここで、インパルス応答は2つの空間周波数データの画像間の商を計算し、その商の逆フーリエ変換から求められる。一方、相互相関関数は2つの空間周波数データの画像間の積を計算し、その積の逆フーリエ変換から求められる。

【0053】また、第2の発明においては検出された患者の動きに基づいて画像を移動させて差分をとることが望ましい。

【0054】(3) 第3の発明に係る治療装置は、磁気共鳴診断装置によって収集された被検体内の画像情報に基づいて、前記被検体内の治療対象部位を認識し、治療用エネルギー照射手段から治療用エネルギーを該治療対象部位に照射して治療を行う治療装置において、前記治療用エネルギー照射手段による前記治療用エネルギー照射中の温度計測部位を設定する手段と、この手段により設定された前記温度計測部位について前記磁気共鳴診断装置による局所励起を用いて温度情報を取得する手段と、この手段により取得された前記温度情報を表示する手段とを具備することを特徴とする。

【0055】また、治療照射中の温度計測部位を設定する手段は、被検体内の組織に損傷を与えない程度に弱いエネルギーを照射する手段と、磁気共鳴診断装置により該弱いエネルギーを照射したときの温度の分布を計測する手段と、計測された温度と予め設定した値を比較する手段と、この比較結果に基づき温度計測部位を決定する手段とで構成されることを特徴とする。

【0056】(4) 第4の発明に係る治療装置は、磁気共鳴診断装置によって収集された被検体内の画像情報に基づいて、前記被検体内の治療対象部位を認識し、治療用エネルギー照射手段から治療用エネルギーを該治療対象部位に照射して治療を行う治療装置において、前記治療用エネルギー照射手段による前記治療用エネルギーの照射方向および照射位置を検出する手段と、この手段により検出された前記照射方向および位置に従って温度計測部位を設定する手段と、この手段により設定された前記温度計測部位について前記磁気共鳴診断装置による局所励起を用いて温度情報を取得する手段と、この手段により取得された前記温度情報を表示する手段とを具備することを特徴とする。

【0057】また、前記温度情報に従い治療用エネルギーを制御する手段を備えたことを特徴とする。

【0058】また、温度計測部位を設定する手段は、治療用超音波の照射軸を含む部位を設定することを特徴とする。

【0059】さらに、治療用エネルギー照射手段の照射方向および照射位置を検出する手段はエンコーダによって構成されることを特徴とする。

【0060】(5) 第5の発明に係る治療装置は、被検体内の治療対象に向けて治療用超音波を照射する超音波

照射手段と、この超音波照射手段を駆動する駆動手段と、前記被検体内からの前記治療用超音波の反射波信号を前記駆動手段から前記超音波照射手段に供給される駆動信号と分離して検出する検出手段と、この検出手段により検出された前記反射波信号を解析する解析手段と、この解析手段の解析結果に基づき前記駆動手段を制御する制御手段とを具備することを特徴とする。

【0061】また、第5の発明においては被検体内の画像を取得するイメージング用超音波プローブと、被検体内の画像を再構成する手段と、再構成された画像と治療用超音波照射手段との相対位置関係を求める手段と、再構成された画像上に治療対象領域の情報を重ねて表示する手段とをさらに具備することを特徴とする。

【0062】(6) 第6の発明に係る治療装置は、被検体内に治療用超音波を照射して治療を行う治療装置において、前記治療用超音波を照射するための複数の超音波振動子を有する治療用アプリケーションと、これら複数の超音波振動子の相対位置を第1の状態では少なくとも二つの超音波振動子が互いに重なり合い、第2の状態では該少なくとも二つの超音波振動子の重なり合いが減少するように変更する相対位置変更手段と、この相対位置変更手段を前記治療用アプリケーションの前記被検体内への挿入時は前記相対位置が前記第1の状態となり、治療時は前記相対位置が前記第2の状態となるように制御する手段とを具備することを特徴とする。

【0063】ここで、超音波振動子が凹面振動子である場合は、複数の超音波振動子が治療開始時には概略同一の焦点位置を有するように相対位置が設定され、各超音波振動子から焦点までの距離のそれぞれの差が波長の整数倍になるようにすることが好ましい。

【0064】また、複数の超音波振動子がアレイ振動子の場合は、それぞれの素子の駆動タイミングとパワーを制御できる駆動手段を設けることが望ましい。さらに、複数の振動子が凹面振動子であり、これらが治療開始時に概略同一の焦点位置を有するように相対位置が設定されている場合も、それぞれの振動子の駆動タイミングとパワーを制御できる駆動手段を有していることが好ましい。

【0065】(7) 第7の発明に係る治療装置は、磁気共鳴診断装置によって収集された被検体内の画像情報に基づいて、前記被検体内の治療対象部位を認識し、治療用エネルギーを該治療対象部位に集束させて照射することにより治療を行う治療装置において、前記治療用エネルギーを照射する治療用エネルギー照射手段および該治療用エネルギー照射手段を収納するハウジングを有する治療用アプリケーションと、前記ハウジングに前記磁気共鳴診断装置で検出可能な材質により形成され、前記磁気共鳴診断装置に対する前記治療用アプリケーションの位置決めのための基準マーカとを具備することを特徴とする。

【0066】また、第7の発明において治療用エネルギー

一照射手段による超音波エネルギーの焦点位置を可変させる手段を設けることが好ましい。この焦点位置可変手段は、例えば複数の基準マーカを基にした2次元および3次元座標に基づいて焦点位置を制御する構成とすればよい。

【0067】

【作用】

(1) 第1の発明においては、治療用超音波の照射の際の位置・時間制御が最適化されるため、予期しない部位への副作用や熱変性領域の拡大が抑制され、かつ狙った部位に正確に熱変性を惹起できる。これにより治療の安全性、確実性が向上する。

【0068】(2) 第2の発明においては、磁気共鳴診断装置により収集された生データである空間周波数データをそのまま用い、空間周波数領域の商あるいは積の逆フーリエ変換を計算し、それに基づいて2つの画像間のインパルス応答あるいは相互相関関数を計算してそのピーク点を検出することで、動きベクトルが高速に計算できる。これにより従来の実空間画像データを用いた動き検出に比べ計算の高速化が可能となり、画像間の動きベクトルをリアルタイムに検出することが可能となる。従って、この動きベクトルを用いて治療エネルギー照射位置を治療対象部位の動きに追従させて、誤照射を防止できる。

【0069】また、その動きに合わせて画像をずらして画像間の差分を取得すれば、差分誤差を低減することもできる。

【0070】(3) 加熱治療を行う際、操作者は治療上で最も注意すべき部位を決定し、制御手段に入力する。具体的には、温度が十分上がらなければならない治療対象の中心や、温度が上昇してはいけない周辺重要組織などの数点を選ぶ。そして、治療エネルギー照射中に磁気共鳴診断装置は局所励起法により上記数点を励起し、それに基づいて温度情報を計測して画面上に表示する。ここで測定点が限定され再構成等の処理が単純化されるため、計測時間は大幅に短縮する。また、膨大な計測データを表示しないことにより、操作者に不要な混乱を与えずに必要な情報のみを提供できる。

【0071】さらに、この時まず所定の弱い治療用エネルギーを与えて、その時の温度を予め設定して置いた値と比較することにより、治療部位がエネルギー集中心と一致しているか否か、また周辺重要組織では副作用を引き起こす不要なエネルギーを照射されていないかを判定することができるため、上記特徴により高速に判断して治療エネルギーを強くして治療を開始することも、治療を停止して再位置決めすることもできる。

【0072】従って、磁気共鳴診断装置を用いた治療装置において治療照射中に治療が正常であることと、異常な発熱の起こっていないことを確認でき、安全で正確な治療が可能となる。

【0073】(4) 第4の発明では、超音波の焦点の情報 が最も重要であり、超音波照射軸を含む面を常にモニタできれば加熱のモニタとしては十分であることに着目し、プローブの位置と角度の情報を得てそれに基づいて常に超音波の照射軸を含むスライス面を撮像するように撮像をコントロールすることで、3次元画像を得なくても治療のモニタが常に高速に可能となる。また、ハンドプローブタイプの治療装置では超音波診断装置を扱っているような手軽でインタラクティブな照射領域のモニタリングが可能となる。

【0074】(5) 第5の発明においては、治療対象で反射した治療用超音波をピエゾ素子を介して受信し、例えばこの受信信号と駆動信号が合成された信号から、ピエゾ素子に駆動回路から供給される駆動信号を差し引くことによって、受信信号のみを駆動信号から分離して検出することが可能となる。さらに、検出した反射波信号を解析することにより治療対象の変化のリアルタイムモニタリングが可能となり、それに基づいて治療対象の変化に応じて治療用超音波を制御することによって、安全かつ確実な治療用超音波の照射が可能となる。

【0075】(6) 第6の発明においては、被検体内、特に体腔内に治療用アプリケーションを挿入する際、治療用振動子のサイズは挿入部の入り口の径で規定されるために、まずアプリケーションの挿入前には複数の超音波振動子の相対位置を変化させ、互いに重なるようにして最大径を小さくする(第1の状態)。そして、アプリケーションを体腔内に一旦挿入してアプリケーション周辺が広がった状態では、複数の超音波振動子の相対位置を変化させて互いに重なり合う部分が少ない状態として全体の開口径を最大にする(第2の状態)。これにより大きい開口から超音波を集束できるため、臓器の比較的深い部位に対しても超音波エネルギーを鋭く集束させることができ、効率的な治療を可能とする。

【0076】ここで、複数の超音波振動子として凹面振動子を使用した場合は、体腔内への挿入後は、それぞれの焦点を一致させることにより治療用超音波の鋭い集束が得られる。その際、重なり合った超音波振動子を移動させるため、焦点から各超音波振動子までの距離が異なるってくるが、その距離差を波長の整数倍にすることにより、複数の超音波振動子を同位相で、つまり同一の駆動回路で駆動しても、焦点での位相を一致させることができる。このため、複数の超音波振動子は一つの凹面振動子であるかのように動作する。従って、このアプリケーションは口腔のような狭い挿入孔からでも用意に挿入でき、しかも実効的な面積の大きな治療用アプリケーションとして使用することができる。

【0077】また、複数の超音波振動子としてアレイ振動子を用いた場合は、各振動子が例えば平板形状であっても、駆動回路側で各素子の駆動タイミングを変化させることで同じ位置に焦点を形成することができる。これ

らの振動子の相対位置の変更によりアプリケーション挿入の前後で開口径を変化できる点は、凹面振動子を用いた場合と同様である。また、駆動タイミングを制御できる駆動回路であれば、凹面振動子を用いた場合でも、上述のように焦点からの距離を波長の整数倍にする必要は必ずしもない。

【0078】さらに、各振動子にあるいは各振動子に結合された駆動回路の出力をそれぞれ独立に変更できる場合は、設定焦点に対する距離の違いに応じ出力を変化させ、焦点から見込む立体角あたりのエネルギー密度を一定にできるため、より理想的な音場を形成することが可能である。

【0079】(7) 第7の発明においては、超音波源のハウジングに置いた基準マーカ(基準点)に基づいた座標、すなわち、超音波治療装置内の座標を被検体内と同時に画像化できる。このため、超音波治療装置と磁気共鳴診断装置の相対位置を検出しなくても、超音波治療装置内の座標に基づいて制御される焦点の体内での位置を決定できる。従って、被検体内を撮像するための磁気共鳴診断装置と超音波治療装置を特別な位置検出機構を設けることなく組み合わせることができる。

【0080】

【実施例】以下、本発明の実施例を図面に基づいて説明する。

【0081】(実施例1) 図1は、第1の発明に係る一実施例の構成を示すブロック図である。治療用のアプリケーション101は強力超音波を発生するピエゾ素子(群)102、強力超音波を患者103に導くカップリング溶液104およびカップリング膜105から構成されている。ピエゾ素子群102は、治療用強力超音波を治療部位に照射する複数のピエゾ素子を例えばアニュアレイあるいはリニアアレイとして構成したものである。なお、単一の球殻状ピエゾ素子を用いて治療用の強力超音波を治療部位に照射するようにしてもよい。カップリング溶液104には通常、脱気水が用いられる。

【0082】治療時には、まず患者103を寝台に乗せてテーブル移動装置134により患者103を所定位置に固定する。そして作業孔135よりアプリケーション101を患者103の体表に載せ、カップリング膜105を図示しない超音波ゼリー等により皮膚に接触させる。そして、システムコントローラ119からの駆動位相情報に基づいて位相制御回路136でそれぞれ所定の遅延が与えられた複数のタイミング信号により駆動回路109を制御し、駆動回路109によってピエゾ素子群102の各ピエゾ素子を所定の位相関係で駆動することにより、治療用の強力超音波を焦点106に向けて照射する。このような駆動位相制御によって、強力超音波の焦点106を3次元的に任意の場所に設定できる。この原理については、例えばUSP-4, 526, 168に記載されている。

【0083】この際、アプリケーション位置検出装置110は、アプリケーション101を可動支持するメカニカルアーム111からの信号よりアプリケーション101の位置情報を検出し、システムコントローラ119にその位置情報のデータを送る。システムコントローラ119は、この位置情報データと駆動位相情報に基づいて、治療用の強力超音波の焦点106と超音波入射経路をCRTディスプレイ117上に体内形態画像情報と重ねて表示する。

【0084】ここで、本実施例では画像診断装置としてMRIを使用している。すなわち、システムコントローラ119は勾配磁場電源132、送受信回路133をコンソール120より指示した所定のシーケンス（例えばT2強調撮像法）に則り起動し、患者103のマルチプレーンの画像情報を図示しないメモリ上に記憶する。このメモリ上の3次元情報は、システムコントローラ119によりCRTディスプレイ117上に表示される。

【0085】また、システムコントローラ119は治療に先立って得られた3次元画像情報より患部領域を抽出し、予め定められた厚さ（例えば深さ方向の超音波焦点サイズ）に従って患部をスライスする。そして、そのスライスにより得られた複数のセクションの各々を焦点サイズにより予め定められた複数の部分領域（以下、ボクセルという）に分割・表示する。

【0086】さらに、アプリケーション101内のカップリング溶液（脱気水）104の脱気度を一定に保ち、かつ体表やピエゾ素子群102の発熱を防止するために、システムコントローラ119によって制御される水処理回路121により、カップリング溶液104の脱気処理及び冷却を行う。

【0087】図2は、1枚のスライス内の各セクションにおける治療用強力超音波の照射手順を説明するための図である。本実施例での治療法は焦点近傍の限局した領域に非常に強い強度の超音波を投入し、腫瘍の存在する領域（治療部位）107内を焦点106をスキャンしながら万遍なく焼灼する方法である。特に1k~100kW/cm<sup>2</sup>という非常に強力な超音波を照射する際には、照射に伴って発生するキャビテーションや、患部の熱変性による音響特性の変化が大きな問題となると考えられる。キャビテーションが発生した領域では、超音波による発熱が起こり易くなり、ある位置に強力超音波を照射した直後、近接した場所に次の照射を行うと、前回の照射で発生したキャビテーションによって予期しない位置に発熱が惹起され、時には副作用の原因となる可能性もある。この問題点を解決するためには、超音波照射の時間的・空間的間隔を設定してキャビテーションが十分消失した後に、近接部位への照射を行う必要がある。このために、本発明では以下のような強力超音波の照射手順を採用する。

【0088】（手順1）：時間的に連続または近接する照射領域は、図2（a）に示すように予め定めた所定距

離（r）以上離して超音波を照射する。

【0089】ここで、予め定めた所定距離とは直前の照射で発生したキャビテーションの影響を受けない距離のことであり、例えば方位方向の焦点サイズ（強度分布）が2mmの時には、その5倍の10mm以上離れた位置であれば、直前の照射による影響をほとんど受けないと考えられる。ここでいう2つの領域間の距離とは、各領域の中心（重心）間の距離を指す。

【0090】（手順2）：手順1に該当する領域がない場合には、全ての領域の内で起点から最も遠い所に照射する。

【0091】（手順3）：位置的に隣り合う（連続する）または近接する照射領域間に対して、予め定めた所定時間以上のインターバルをあけて照射を行う。この様子を図2に示す。

【0092】ここで、予め定めた所定時間とは、強力超音波の照射を行ったときに焦点領域に発生したキャビテーションがほぼ消失してしまうまでの時間である。具体的には、媒体及び体内の状態によっても異なるが我々が行った動物実験の結果より5秒から30秒以上のインターバルが必要であることが分かっている。

【0093】実際の照射手順を例を挙げて説明すると、図2（b1）の場合には領域1と領域5は図2（b2）のように時間t以上離れているため、隣接していても良いが、（c1）の様に領域1と領域2が隣接している場合には、図2（c2）のように時間t以上のインターバルを取って照射を行う必要がある。この時、領域3も領域1と隣接しているが、これらの領域1と領域3の照射タイミングは既に時間t以上離れているため問題ない。また、図2（d1）の場合には領域1と領域2、領域2と領域3は距離r以上離れているため連続照射が可能であるが、領域1と領域3が隣接するため、その間の照射タイミングが時間t以上離れるように照射時間を制御する必要がある。

【0094】（手順4）：手順2の様な場合、つまり図2（d1）のような場合には、超音波照射間のインターバルは別途定める時間だけ空けて照射する。別途定める時間とは、例えば連続照射可能な距離rと2領域間の距離dとの単純な比例計算であり、以下のように定めることも可能である（図2（d2）参照）。

【0095】

$$t' = T + (t - T) (1 - d/r) \quad (\text{秒})$$

また、これに限らず連続照射可能な距離以下の領域間は全て時間tだけインターバルを入れて照射を行うことも可能である。ただし、この場合は全治療時間がやや長くなる。

【0096】図3は、以上の手順をフローチャートで表わしたものである。この処理は、図1のシステムコントローラ119によって実行される。まず、治療用強力超音波の照射位置の起点を定めた後、次に照射すべき点

(次点) に対しその起点から距離  $r$  以上離して照射できるかどうかを判定し (S101)、yes であればさらに次点の候補が複数存在するかどうかを調べる (S102)。S102 において yes と判定された場合には起点に最も近い点を次点とし、No と判定された場合にはその一つの候補を次点とする。そして、起点と S102 ~ S104 で決定された次点との間の超音波の照射時間間隔を  $T$  秒間空ける。これは、図 2 (a) のケースに相当する。

【0097】一方、S101 において No と判定された場合には、起点から最も遠い点を次点とし (S105)、さらにその次点と起点が隣接しているかどうかを調べる (S106)。S106 で No と判定された場合には、起点と次点との間の超音波の照射時間間隔を  $t'$  秒間空ける。これは、図 2 (e1) (e2) のケースに相当する。

【0098】さらに、S106 において Yes と判定された場合には、起点と次点との間の超音波の照射時間間隔を  $t$  秒間空ける。これは、図 2 (b1) (b2) (c1) (c2) (d1) (d2) のケースに相当する。

【0099】以上述べたような手順を基本にして治療用強力超音波の照射を行えば、最短もしくはそれに準ずる時間で全ての照射を行うことが可能となる。この手順のフローチャートを図 3 に示す。

【0100】図 4 に、強力超音波照射の別の手順を示す。これは予め各セクションをいくつかのグループに分け、グループ毎に 1 から順に番号を付けて A-1, B-1, C-1 ..... A-2, B-2, C-2, ..... という順番で照射していく方法である。この方法では、グループ数を予め 1 巡するとキャビテーション残存時間が  $t$  以上になるように設定しておけば、ほとんどの場合、隣接した場所への連続照射は避けられる。但し、この方法は完全ではないので、前述した手順 3、手順 4 の方法と組み合わせることで、より確実な照射手順を実現することが可能となる。

【0101】(実施例 2) 図 5 は、第 1 の発明に係る他の実施例の構成を示すブロック図である。治療用のアプリケーション 101 は強力超音波を発生する piezoelectric 素子群 102、強力超音波を患者 103 に導くカップリング溶液 104、カップリング膜 105 のほか、患部の画像を取得する超音波プローブ 8 及び超音波プローブの位置を移動・回転させるための  $Z$   $\theta$  ステージ 113 および  $X$   $\theta$  ステージ 114 から構成されている。piezoelectric 素子群 2 は治療用強力超音波を照射する 1 つまたは複数の素子から成る。治療時にはアプリケーション 110 を患者 103 の体表に乗せ、カップリング膜 105 を図示しない超音波ゼリー等を使用して皮膚に接触させる。そして、強力超音波の焦点 106 を患部 107 に一致させた後に、駆動回路 109 で piezoelectric 素子群 102 を駆動し、強力超音波を焦点 6 に向けて照射する。

【0102】アプリケーション 101 の移動は、操作者がコンソール 120 および補助入力装置 118 より入力した情報に基づき、システムコントローラ 119 を通じてメカニカルアーム 111 を制御することで行う。また、予め取得しておいた患部画像上の治療範囲を一定の手順に従って走査・治療することも可能である (特開平 05-49551 号公報参照)。患部の画像は、ここでは超音波診断装置 115 を使用し、超音波プローブ 108 で超音波を送受信して得られた信号を超音波診断装置 115 で B モード画像もしくは 3 次元画像として再構築して CRT ディスプレイ 117 に表示する。

【0103】超音波プローブ 108 の移動は、 $Z$   $\theta$  ステージ 113 及び  $X$   $\theta$  ステージ 114 をステージコントローラ 112 により制御することで行う。また、アプリケーション 101 内のカップリング溶液 104 の脱気度を一定に保ち、かつ体表や piezoelectric 素子群 102 の発熱を防止するために、水処理回路 121 によりカップリング溶液 104 の脱気処理及び冷却を行う。

【0104】次に、アプリケーション 101 の移動機構に関して説明する。図 6 はこの移動機構を説明するための piezoelectric 素子群 102 と超音波プローブ 108 の位置関係を示す図であり、(a) は側面図、(b) は上面図である。

【0105】本実施例の特徴は、機械的に焦点位置 106 を動かしたときに超音波画像が常に同一の位置からリアルタイムでモニタできることにある。即ち、従来の装置では通常アプリケーションを移動させると同時に超音波振動子も移動するため、常に同一の状況でモニタすることができなかった。これに対し、本実施例では piezoelectric 素子群 102 が実線から破線の位置に移動したとき、 $Z$   $\theta$  ステージ 113 及び  $X$   $\theta$  ステージ 114 をステージコントローラ 12 で制御して、プローブ 8 の位置・断層方向 (この図では超音波 B モード画像のプレーンの向き) を変えずに piezoelectric 素子群 102 を移動させることが可能になる。これによって、治療中も同様の位置の画像が取得可能であるため、予め画像上で腫瘍の位置やサイズ・状態を確認しておき、その画像と照射途中の画像の変化分を画像化して現在どこまで治療が進んでいるかを容易に確認することが可能となる。

【0106】図 7 は、同様に超音波プローブの位置・断層方向を変えずに患部 107 内で焦点 106 を走査して治療を行うシステム (アプリケーション部) の別の例である。(a) では  $XYZ$  ステージ 122、(b) では  $Z$   $\theta$   $\phi$  ステージ 123 を使用することで、超音波プローブ 108 の位置・断層方向を全く移動させずに患部の焼灼治療が可能となる。

【0107】(実施例 3) 図 8 は、第 1 の発明に係るもう一つの実施例の構成を示すブロック図であり、piezoelectric 素子群 102 を 2 次元アレイ構成とした以外は実施例 2 と同様である。本実施例では、例えば USP-4, 52



6. 168と同様にピエゾ素子群102の各素子の駆動位相を制御することで焦点位置を走査する。本実施例によっても、前述と同様に超音波プローブ108を移動・回転させることなく、強力超音波の焦点106の位置を移動させることが可能となる。

【0108】次に、図9を参照して本実施例における治療時のCRTディスプレイ117での画像表示法を説明する。まず、図9(a)の左側の超音波Bモード画像126では、患部(腫瘍)107を超音波入射方向に対してほぼ垂直にスライスして表示している。これは、発明者らの行った実験結果より、超音波加熱によって熱変性した領域は周囲の正常組織に比べて音響特性が大きく変化することが分かっており、焦点よりも手前側に熱変性領域がある場合には、それ以降に十分な音響エネルギーが伝搬しない可能性がある。このため、治療の際には腫瘍塊の奥の方から順に照射を進めていく必要があると考えられる。従って、超音波の深さ方向の焦点サイズを考慮してほぼ同程度のサイズにスライス厚を決定して、この図の場合には深い方から「1」～「4」の4つのセクションに分割し、照射の順番もこれに沿って行う様に表示する。

【0109】図9(a)の右側にはそれぞれのセクションの超音波加算Cモード画像127を表示する。加算Cモード画像とは、ある定められた厚みを持ったセクションの画像情報、即ちそのセクションから返ってきた反射信号を厚み方向に加算した画像のことである。これによって、断面を平面として見る際に直感的に分かりやすく、かつ、既変性領域のハイエコー部分を加算することでより強調して表示することが可能となる。この図では現在セクション「3」を照射中であり、その旨を明確に表示すると共に、断面中に現在照射している点125を色を変えて表示している。

【0110】図9(a)の表示例では、照射中のセクションの横に「照射中」の表示を行ったが、各セクション断面像のうち、照射中のセクションのみを色を変えて表示することも可能である。また、照射ポイント125を異なる色によって明示する代わりに、例えば明滅表示を行うことも可能である。

【0111】また、図9(b)に示すように、照射中の画像で現在どこまで照射が進んでいて、未照射の領域がどのくらいあるのかを把握するために、既照射領域・未照射領域・現在照射中の領域125を明確に色分けして表示することもできる。

【0112】さらに、図9(a)(b)のようにBモード画像を表示することに代えて、図9(c)のように超音波3次元画像を表示し、その横に現在照射中のセクションの立体拡大像129およびその加算Cモード画像127を併せて表示することによって、より視覚的に分かり易い画像インタフェースを提供することも可能である。そして、この画像上でマウスやライトペン等の補助

入力装置118を使用して腫瘍の輪郭やサイズ等を入力し、その情報に基づいて治療を進めていくことも可能である。

【0113】以上説明したように、第1の発明によれば強力超音波照射治療時に画像診断装置によって正確なモニタが可能となる。更に、照射の際の位置・時間制御が最適化されるため、予期しない部位への副作用や熱変性領域の拡大が抑制され、かつ狙った部位に正確に熱変性を惹起できるため、安全かつ確実な超音波加熱治療を実現できる。

【0114】(実施例4)図10は、第2の発明の一実施例に係る構成を示すブロック図である。本実施例では、画像診断装置には磁気共鳴映像装置(MRI)を用い、また治療装置には超音波治療装置を用いている。

【0115】図10において、静磁場磁石201は励磁用電源202により励磁され、被検体203にz方向の一樣な静磁場を印加する。勾配磁場コイル204は静磁場磁石内に配置され、シーケンスコントローラ205によって制御される駆動回路206により駆動され、寝台207上の被検体203に対して直交するx、y、zの3方向にそれぞれ磁場強度が直線的に変化する勾配磁場Gx、Gy、Gzを印加する。高周波コイル208は送受信兼用コイルであり、勾配磁場コイル204内に配置される。

【0116】シーケンスコントローラ205による制御下で、送信部209からの高周波信号がデュプレクサ210を介して高周波コイル208に印加され、これにより発生する高周波磁場が寝台207上の高周波コイル208の中の被検体3に印加される。高周波コイル208には、被検体203の画像化すべき領域に均一な高周波磁場を発生できる、例えば鞍型コイル、分布定数型コイルあるいはこれらを用いて構成されるクォードラチャ送信コイルが使用される。治療対象が限定され、さらに高いS/N比が望まれるときには、送受信あるいは受信用に表面コイルを用いてもよい。受信用に表面コイルを使用する場合は、一樣コイルを送信用として用いる。

【0117】高周波コイル208により被検体203からの磁気共鳴信号を受信して得られる受信信号は、デュプレクサ210を介して受信部211へ送られる。デュプレクサ210は高周波コイル208を送信と受信に切り替えて使用するためのものであり、送信時には送信部209からの高周波信号を高周波コイル208に伝達し、受信時には高周波コイル208からの受信信号を受信部211に導く働きをする。

【0118】受信信号は検波と、ローパスフィルタによる帯域制限を受けた後、シーケンスコントローラ205による制御下で、データ収集部212に送られる。データ収集部212では、受信信号の収集とA/D変換を行い、画像再構成用データを電子計算機213へ送る。

【0119】電子計算機213はコンソール214によ

り制御され、受信部 211 から入力された画像再構成用データについて 2 次元フーリエ変換を含む画像再構成処理を行い、またシーケンスコントローラ 205 の制御も行う。電子計算機 213 により得られた画像データは画像ディスプレイ 215 に供給され、画像としてが表示される。

【0120】一方、超音波アプリケーション 216 には集束超音波を発生するための図示しない piezo 素子群が配置され、図示しない水袋で被検体 203 に装着される。piezo 素子群の各素子には、独立した駆動回路群 217 が接続され、さらに駆動回路群 217 には位相制御回路群 218 が結合されている。駆動回路群 217 は電源 219 の電位により強度が決定された電圧パルス有位相制御回路群 218 からのトリガに応じて piezo 素子群の各素子に印加する。電源 219 および位相制御回路群 218 は、電子計算機 213 によってコントロールされる。piezo 素子を用いて超音波を送信する際に、各素子の駆動位相を制御することで焦点の位置を 3 次元的に電子的に移動できることはよく知られている（例えば米国特許第 4,526,168 号）。これにより焦点を治療部位に合わせるよう遅延パルスが発生させることで、アプリケーション 216 を移動することなく治療部位を順に治療していくことが可能となる。

$$\begin{aligned} g(x) &= f(x) * h(x) \\ h(x) &= \sigma(x-a) \end{aligned}$$

\* は畳み込み積分、 $\sigma(x)$  はデルタ関数を表す。

【0125】よって、図 11 (a) (c) の 2 つの画像間のインパルス応答を計算すると図 11 (b) が求まり、このピークの中心からのズレが動きベクトルとなる。MRI 画像は、一般に磁気共鳴信号である空間周波数データを取得し、これをフーリエ変換することで得られるので、データ収集を行った後、再構成を行う前に 2

$$\begin{aligned} G(kx) &= F(kx) \cdot H(kx) \\ \therefore H(kx) &= G(kx) / F(kx) \end{aligned} \quad \begin{matrix} (2) \\ (3) \end{matrix}$$

となり、伝達関数  $H(kx)$  の逆フーリエ変換であるインパルス応答  $h(x)$  は簡単に計算できる。具体的な伝達関数の計算には、単純な各周波数毎の割算のほか、ウィナフィルタ、適応フィルタ、最適フィルタなどを用いる。

【0127】次に、相互相関関数を用いた場合について

$$\begin{aligned} w(x) &= f(x) * g(x) \\ &= \int f(x-a) \cdot g(a) da \end{aligned} \quad (4)$$

である。この式からも明らかなように、 $W(x)$  を最大にする  $a$  が動きベクトルとなる。この際も、次の (5) 式のように周波数領域での 2 つの画像データの積を計算

$$W(kx) = F(kx) \cdot G(kx) \quad (5)$$

このような周波数領域での処理の場合、画像の端での不

【0121】ここでは焦点移動を電子制御としたが、機械的に動かしても構わない。機械的に焦点を移動させる場合は、piezo 素子は 1 つの球殻状振動子とするか、複数の振動子を同時に駆動するか、位相制御回路群 118 を固定とするかのいずれかの方法をとればよい。また、焦点移動に電子制御と機械式制御を組み合わせてもよい。例えば深さ方向については電子制御とし、方位方向については piezo 素子を機械的に平行移動させてもよい。

【0122】次に、本実施例における空間周波数のデータを利用した画像間の動きの検出法について説明する。

【0123】初めに、インパルス応答を利用する場合を説明する。複数の画像間で対象が動いたとすると、動いた後の画像は動く前の画像に動きベクトル分動いたインパルスが畳み込み積分されたものと等価となる。図 11 で、画像信号を 1 ラインで示して説明する。図 11

(a) が原画像  $f(x)$  で、図 11 (c) が動いた後の画像  $g(x)$  とすると、(c) は (a) に動きベクトルを中心 (0) からのズレに置き換えた図 11 (b) に示すインパルス  $h(x)$  を畳み込み積分したものと等価となる。この関係を式で表すと次式のようにになる。

【0124】

(1)

2 つの画像の周波数データの商（すなわち伝達関数）を計算し、その再構成を行えば動きベクトルを検出することができる。

【0126】(1) 式の両辺をそれぞれ  $g(x) \rightarrow G(kx)$ ,  $h(x) \rightarrow H(kx)$ ,  $f(x) \rightarrow F(kx)$  とフーリエ変換すると

次に説明する。2 つの画像の相互相関関数を計算すると、2 つの画像の最も相関の高い位置でピークを持つので、これから動きベクトルを計算することもできる。2 つの画像  $f(x)$ ,  $g(x)$  の相互相関関数  $w(x)$  は

【0128】

【数 1】

し、この逆フーリエ変換をとることで相互相関関数を計算できる。

【0129】

連続性による影響を低減するため、ウィンドウをかける

ことも必要である。ここでは簡単のため1次元で説明したが、2次元あるいは3次元でも同様に、収集された空間周波数データから動きベクトルを計算することができる。

【0130】温度分布計測に適応する場合は、特に化学シフト温度計測のフェーズマッピング法の場合、画像の位相情報に温度変化が反映される方法であり、絶対値画像は形態を示すので、動きの検出には絶対値画像を用い、これを基に位置を補正した位相画像間で差分を計算する。

【0131】図12に、MRIにより得られたデータから動きを検出し、その補正を行いつつ差分を計算する方法を模式的に示す。(a)(b)は収集された空間周波数データである。これらの間の伝達関数(c)を計算し、(a)(b)(c)をそれぞれ(d)(e)(f)のように再構成する。そして、(d)(e)を(f)から得られた動きベクトル分だけ移動して差分を計算する。例えば(a)を超音波照射前、(b)を超音波照射中に得た画像として両者の差分を計算すると、温度変化による変化分(h)が描出される。

【0132】次に、この動き検出機能を用いた治療手順について図13に示すフローチャートを用いて説明する。初めに、化学シフト温度計測のフェーズマッピング法を用いた場合を述べる。

【0133】まず、治療前にMRIにより3次元高精細画像を撮像し(ステップS201)、この画像上で治療部位を設定して治療計画を策定する(ステップS202)。治療直前に患者をガントリ内に配置し(ステップS203)、位置合わせ用の3次元画像を撮像する(ステップS204)。次に、ステップS203で得られた3次元画像とステップS201で得られた治療計画画像との間の位置のずれを検出し(ステップS205)、そのずれの量がしきい値に満たないかどうかを調べ(ステップS206)、しきい値以上の場合には位置がずれていると判断して、前記動きベクトル検出法を用いて動きベクトルを検出し、この動きベクトルを用いてずれを補正する(ステップS207)。

【0134】ステップS206で位置がずれていないと判定された場合、またはステップS207でずれ補正が行われた場合は、その直後に温度分布(3次元)の初期画像を撮像し、続けて連続的な温度分布の計測(形態画像も同時に取得)を開始し(ステップS208)、これらの画像データをメモリに保存する(ステップS209)。この画像を得ながら初期画像または前画像に対する動きベクトルを検出し(ステップS210)、同時に画像の再構成を行う(ステップS211)。動きを打ち消すように後の画像の位置を移動した後に位相画像の差分を計算し(ステップS212)、温度分布画像を得る。

【0135】一方、MRI撮像とは独立に治療のための

超音波照射を行う。すなわち、N個の焦点位置を順番に設定し(ステップS214~S216→S220)、超音波照射を行う(ステップS221)。設定した全ての焦点位置の治療が終了した後で、MRI撮像を行う(ステップS217)。治療予定部位で十分治療効果が確認されたら(ステップS218)、治療を終了する(ステップS219)。この際、随時MRI側からステップと210で得られた動きベクトルの情報により座標基準が変更される(ステップS221)。また、超音波照射時に得られた温度分布より加熱位置(ホットスポット)が検出できる。ホットスポットが治療予定部位からずれている場合は、これを補正するよう超音波照射側をコントロールする。

【0136】T1強調画像(T1:縦緩和時間)の温度による画像変化を検出することでホットスポットを観察する場合も、全く同様な流れで治療できるが、差分を取る画像が絶対値画像であることが異なる。また、T1強調画像の場合は、差分を計算しなくとも画像信号の強度が事前に与えたしきい値より変化した位置をホットスポットとして検出してもよい。この場合は、動きベクトルの情報は超音波の照射位置の補正のみに使用される。

【0137】図14に初期画像基準、図15に前画像基準の動き補正の時間的流れの模式図を示す。図14、図15では、初めに組織に損傷を与えない程度の照射を行い、そこでホットスポットが治療予定部位にあることを確認して治療用照射を行うときの1回の照射のタイムテーブルを示している。図14では常に基準画像に対する動きを検出し、また温度変化については基準画像からの温度変化を測定する。図15では直前の画像に対する動きを検出し、温度変化についても直前の画像に対する変化分を測定する。よって移動は直前の画像に対して行い、温度変化については累積温度分布を計算する。このような場合、累積誤差の低減のため、例えば10回の撮像に対して1回、初期画像に対する画像の動きを検出して座標を補正する。

【0138】以上説明したように、第2の発明によれば画像診断装置を用いた治療装置において、MRIにより連続的に得られる空間周波数データから従来より高速に動きのベクトルを検出することで、リアルタイムに差分画像の誤差を低減し、動きによる座標のズレを低減し、安全・正確な治療が可能となる。

【0139】(実施例5)次に、第3の発明の実施例について説明する。本実施例の装置としての基本構成は図10に示した実施例4と同様である。

【0140】図16に、本実施例に係る局所励起でポイントの温度を化学シフト温度計測でリアルタイムに行うシーケンスを示す。RFは高周波パルス、Gx、Gy、Gzは勾配磁場、daqはデータ収集期間である。ここではスピンエコーを適用し、局所励起にxy面の1ショット局所励起とz方向の通常の選択励起を用いて、ポイ

ント（厳密には円筒形）を局所励起している。ただし、このような勾配磁場制御を行わなくとも、図 25 のように  $x$ 、 $y$ 、 $z$  それぞれの方向にスライスすることでも、希望の 1 点のエコー信号のみを得ることができる。これらの場合、リードおよびエンコード勾配磁場を使用しないで、一回のシーケンス実行でデータ収集は終了する。データとしては励起したボクセル内の信号強度が観察される。ここで、1 次元フーリエ変換を行うとスペクトルが観察されるので、より選択的に水のスペクトル強度を観察できる。このポイントの温度計測を化学シフト温度計測のフェーズマッピング法(Y. Ishihara et al.: Proc. 11th Ann. SMRM Meeting, 4803, 1992) を用いて行う場合、得られた信号の位相データと参照データの位相データの差分を計算すればよい。

【0141】以下、この温度計測を用いた治療手順を治療計画時に複数設定された治療点の 1 点を治療する場合について説明する。また、この時間的流れの模式図を図 17 に示す。

【0142】初めに、組織に影響の出ない程度に弱い加熱を行った時の温度分布を例えば 3 次元的に撮像し（C1）、加熱部位（ホットスポット）を前もって確認して、設定した位置とのズレを確認し、さらに局所励起のポイントで最大加熱点、もしくは予め設定された温度のしきい値を越えた部位に設定する（C2）。このしきい値はハイパワーの治療用強力超音波照射時に組織に影響の起こる温度から決められる。このときの処理の過程を図 22 に示した。図 22（a）のような温度分布を得たとき、しきい値以上の部分のみを（b）のように抽出し、その中から代表的な点（例えば、その中の最大発熱点）を（c）のように抽出する。ここでは温度分布画像より温度測定部位を決定したが、別に得られた形態画像から治療部位、あるいは加熱してはならない部位などの温度モニタしたい部位を操作者が指定してもよい。

【0143】次に、治療用ハイパワー照射を行い、このとき同時に C2 で設定された温度測定点について化学シフト温度計測を行う（C3）。そして、所望の部位に予想通りの温度上昇の得られた場合は照射を続け（C4→C5）、温度上昇が十分でないときには焦点のズレなどの恐れがあるので照射を中止し（C4→C6）、警報を発生する。本来加熱したくない部位については温度が組織に損傷を与えない程度の温度の上限にしきい値を与え、これを越えた場合治療を中止し、警報を発生する。そして、次の焦点について同様に治療を行う。

【0144】計測された温度は、図 18 のようにディスプレイ（例えば図 10 の画像ディスプレイ）上のサブウィンドウ 221、222 に、時間に対する温度変化として表示され、その計測位置はメインウィンドウ上に示された形態画像に矢印で示される。温度グラフは危険温度を越える場合、もしくは温度上昇が異常の場合、その温度を色を変えて表示することで操作者に異常を知らせ

る。また、形態画像内に超音波振動子の位置形状 223、幾何焦点 224 などをスーパーインポーズして表示してもよい。さらに、微弱超音波照射時に得られた温度分布を重ねて表示するか、切り替えて表示してもよい。

【0145】次に、超音波照射軸上の 1 次元温度分布を高速に測定しながら治療を行う場合を説明する。このときのシーケンスを図 19 に示す。ここでは  $x$ 、 $y$  方向に計 2 回の局所励起を行い、 $z$  軸の 1 ラインのみの励起を行う場合を示している。シーケンスとしてはフィールドエコーシーケンスを用いており、 $z$  軸方向のリードで  $z$  軸方向の 1 次元温度分布を得る。実際の使用時には、励起方向は照射方向（照射軸上）に合わせるようにオブリーク撮像法を用いて設定する。この際、1 回目の励起と 2 回目の励起とリードの勾配のベクトル方向は全て直交しているように設定する。

【0146】また、この温度計測を用いた治療手順を治療計画時に複数設定された治療点の 1 点を治療する場合について説明する。また、この時間的流れの模式図を図 20 に示す。

【0147】初めに、組織に影響の出ない程度に弱い加熱を行った時の温度分布を 3 次元的に撮像し（C1）、加熱部位（ホットスポット）を前もって確認して、設定した位置とのズレを確認し、さらに局所励起のラインを最大加熱点、もしくは予め設定された温度のしきい値を越えた部位（複数）を含むように設定する（C2）。このときの設定手順は図 22 と同様に行う。ポイント温度計測と同じように、操作者がモニタしたいラインを指定してもよい。

【0148】次に、治療用ハイパワー照射を行い、このとき同時に C2 で設定された温度測定ラインについて化学シフト温度計測を行う。ここでは 1 回の励起後得られた空間周波数データを 1 次元フーリエ変換して（C3）、1 次元温度分布を算出する（C4）。そして、所望の部位に予想通りの温度上昇の得られた場合は照射を続け（C5→C6）、温度上昇が十分でないときには焦点のズレなどの恐れがあるので照射を中止し（C5→C7）、警報を発生する。本来加熱したくない部位については温度が組織に損傷を与えない程度の温度の上限にしきい値を与え、これを越えた場合治療を中止し、警報を発生する。以下、次の焦点について同様に治療を行う。

【0149】そして、C4 で計測された温度分布のうち、代表的な点について図 18 に示したように表示する。あるいは図 21 に示すようにメインウィンドウ上の形態画像に、温度分布を色を変えてスーパーインポーズして温度を計測する毎に表示し直して示してもよい。この場合、予定加熱プロファイルを別の色か、点線で表示して、それとのズレがあった場合警報を発生するようにする。この温度分布の表示は計測ラインをメインウィンドウに示し、これを矢印で示したサブウィンドウ内に表示してもよい。

【0150】なお、ここまでで示した形態画像は治療中に得られた画像か、もしくは1つの加熱点の加熱が終了後に得られた画像でも良い。

【0151】また、同様な治療シーケンスで治療照射中に得られた温度を超音波照射のためのコントロールに用いてもよい。例えば図26に示すように照射条件より予想される温度変化と実際測定された温度との比較を両者の差を判別することで行い（C1）行い、この差をなくすように超音波照射パワーを制御する（C2）。例えば、設定温度より測定温度が低い場合は照射パワーを上げるようにコントロールすればよい。

【0152】次に、温度モニタと治療効果の確認を同時に行う方法を述べる。

【0153】ここでは、温度測定はポイントまたはラインで行い、緩和時間強調のデータをほぼ同時に取得する。T2（緩和時間）強調に関しては、超音波照射中は温度計測をポイントかラインで連続的にを行い、照射後温度が平温に戻ったところでT2強調画像を取得後、直ぐに次の照射に入る。この際、T2強調信号を取得する際にも図23に示したような手順で画像ではなく局所励起を用いて治療予定点のT2強調信号の計測を行うことで、治療時間を短縮することができる。このとき温度上昇時には緩和時間も変化するので、これを化学シフト温度計測で得られた温度により補正してもよい。この様にすることで同時に温度モニタと治療効果確認ができる。

【0154】なお、図23のように微弱超音波照射後、画像もしくは温度を計測し、その位置および温度を確認後、異常がなければすぐに強力超音波を照射することで、チェック時と実際の治療用照射時のタイムラグを小さくすることができ、その間の位置ズレを低減できる。

【0155】また、緩和時間T1については温度計測時にフィールドエコーを用いていると絶対値画像でT1強調画像を同時に得ることができる。緩和時間T1も変性により変化することが分かっているので、治療用超音波照射中はポイントもしくはラインの温度計測を行い、次の焦点の照射前の微弱超音波照射時に計測した温度分布の絶対値画像から治療効果も判定する。

【0156】図24に、同一シーケンス内で温度計測とT1、T2強調画像を取得するようなシーケンスを図10に示す。これはCPMG (Carr-Purcell-Meiboom-Gill) シーケンスを応用したもので、1ポイントを局所励起後180°パルスを複数回用いることで複数のエコータイムの信号を得ることができ、例えば短いエコータイムTE1のときに得られる信号の位相から温度、絶対値からT1強調信号をそれぞれ得て、長いエコータイムTE2のときの絶対値よりT2強調信号を得る。

【0157】この場合も、温度からT1、T2強調信号を補正してもよい。これにより、一度の励起で温度モニタと治療効果確認ができる。このとき繰り返し時間TRを短くし、90°パルスをエルンスト角のパルスとし、

フィールドエコーで温度計測を行い、その後180°パルスを加えてT2Wの信号を取得してもよい。

【0158】なお、実施例5ではMRIのパルスシーケンスとしてピンエコーシーケンスとフィールドエコーシーケンスを用いたが、他のシーケンスも局所励起を含めば同様に用いることができる。また、実施例5では特に深部局所の患部を治療するために治療エネルギーに超音波を用いたが、一度に大きなエネルギーを投入したい場合にはレーザ、広い領域にエネルギーを投入する場合にはマイクロ波などを適宜用いても加熱治療が行うことが可能であり、この際の温度モニタ全てに本発明を適用することができる。

【0159】以上説明したように、第3の発明によれば磁気共鳴診断装置を用いた治療装置において、局所励起法を用いて前もって得られた温度モニタの必要な点についての温度計測をリアルタイムに行うことが可能となり、照射中に異常を発見できる安全な治療装置を提供できる。

【0160】（実施例6）次に、第4の発明の実施例について説明する。本実施例の装置としての基本構成は図10に示した実施例4と同様である。

【0161】本実施例では、超音波照射軸上の1次元温度分布を高速に測定しながら治療を行う手順を説明する。ここで、照射軸とは球殻状超音波振動子の球面の中心と振動子の中心を結ぶ軸である。このときのパルスシーケンスを図27に示す。ここではx、y方向に計2回の局所励起を行い、z軸の1ラインのみの励起を行う場合を示している。パルスシーケンスとしてはフィールドエコーシーケンスを用いており、z軸方向のリードでz軸方向の1次元温度分布を得る。実際の使用時には、励起方向は照射方向（照射軸上）に合わせるようにオプリーク撮像法を用いて設定する。この際、1回目の励起と2回目の励起とリードの勾配のベクトル方向は全て直交しているように設定する。

【0162】超音波アプリケーション216の位置、照射軸方向の検出および制御については、位置、照射軸方向を電子計算機213で制御する場合と、操作者が電子計算機213を介して制御する場合と、直接アプリケーションが操作者が移動する場合とに分けられる。

【0163】まず、前者の場合の制御の流れを図28に示す。電子計算機213が治療計画時に予め決められたようにアプリケーション216の位置、角度を設定してシーケンスコントローラ205とアプリケーション駆動系231に伝え、それに伴い超音波の照射軸も計算する。その軸を含むように撮像条件を決めて、加熱時に温度計測を行う。

【0164】また、この時の治療手順を治療計画時に複数設定された治療点の1点を治療する場合を例に挙げて次に示す。また、この時間的流れは先の実施例5で用いた図20と同様である。

【0165】図20を参照して説明すると、初めに組織に影響の出ない程度に弱い加熱を行った時の温度分布を3次元的に撮像し（C1）、加熱部位（ホットスポット）を前もって確認して、設定した位置とのズレを確認し、さらに局所励起のラインを最大加熱点、もしくは予め設定された温度のしきい値を越えた部位（複数）を含むように設定する（C2）。このときの設定手順は図22と同様に行う。このとき、既に照射軸に合わせて軸を含む面か、そのマルチスライスの撮像を行ってもよい。

【0166】次に、治療用ハイパワー照射を行い、このとき同時にC2で設定された温度測定ラインについて化学シフト温度計測を行う。ここでは1回の励起後得られた空間周波数データを1次元フーリエ変換して（C3）、1次元温度分布を算出する（C4）。そして、所望の部位に予想通りの温度上昇の得られた場合は照射を続け（C5→C6）、温度上昇が十分でないときには焦点のズレなどのおそれがあるので照射を中止し（C5→C7）、警報を発生する。本来加熱したくない部位については温度が組織に損傷を与えない程度の温度の上限にしきい値を与え、これを越えた場合治療を中止し、警報を発生する。以下、次の焦点について同様に治療を行う。

【0167】そして、C4で計測された温度分布のうち、代表的な点について図18に示したように表示する。あるいは図21に示すようにメインウィンドウ上の形態画像に、温度分布を色を変えてスーパーインポーズして温度を計測する毎に表示し直して示してもよい。この場合、予定加熱プロファイルを別の色か、点線で表示して、それとのズレがあった場合警報を発生するようにする。この温度分布の表示は計測ラインをメインウィンドウに示し、これを矢印で示したサブウィンドウ内に表示してもよい。

【0168】次に、操作者が電子計算機213を介してアプリケーション216を制御する場合について説明する。図29に示すように、まず操作者が位置、角度データを電子計算機213にキーボード231よりインプットするか、電子計算機213によりディスプレイ上に表示した形態画像と超音波アプリケーション216のコンピュータグラフィックス（ともに疑似3次元画像）を基に、画像内のアプリケーションをマウス232や3Dポインタ233、キーボード231を使用して移動すると、その時の位置と角度データがMRIの撮像条件にフィードバックされ、照射軸を含む線、面の温度分布が収集される。なお、立体ディスプレイ等を用いて実際に3次元表示しても構わない。

【0169】次に、直接アプリケーション216を操作者が移動する場合を説明する。

【0170】MRIモニタによるハンドプローブタイプの超音波治療アプリケーションの構成図を図30に示す。ここではオープンタイプのMRIマグネット300を用い

ている。エンコーダ301、302、303は回転検出型エンコーダ、またエンコーダ304、305、306は並進検出型エンコーダであり、これらにより回転、並進計6自由度の移動を可能とする。把握部307を操作者が握り、患部に対して位置合わせをすると、それぞれのエンコーダ301～306からの信号を計算機に送り、アプリケーション216の位置、角度を常に計算して把握することができる。これらの位置、角度データをMRIの撮像条件にフィードバックし、照射軸を含む線、あるいは面のデータを収集する。線のデータ収集の場合は、図27のようなパルスシーケンスを用い、面の場合は通常のMRIの2次元撮像用のパルスシーケンスを用いる。

【0171】ここではアプリケーション216の位置、角度検出にエンコーダを用いたが、これに代えて光ジャイロを用いて検出を行ってもよい。この場合の模式図を図31に示す。光ジャイロ311、312によってアプリケーション216の2点の位置を計測する。その位置情報を電子計算機213に送り、その位置に適したMRIの撮像を行う。

【0172】また、テレビカメラを用いて位置、角度検出を行うこともできる。このときの検出方法の模式図を図32に示す。ここではカメラ323、324を2方向に設置し、またアプリケーションにはLEDなどの自光式のポインタ321、322が設けられており、これらのポインタ321、322から光を2方向からのカメラで計測し、カメラ323、324の位置から3次元的なポインタの位置を計算し、アプリケーション216の位置、角度を算出することができる。

【0173】このとき液晶ディスプレイなど磁場の影響を受けにくいディスプレイをシールドルーム内に操作者が操作しながら見ることで位置に配置し、ここに照射軸を含む面の形態画像、および温度分布画像を表示する。このときの形態画像は予め得ておいた3次元の画像データより構築してもよいし、または温度分布と交互、もしくは同時に同一面の画像を収集してもよい。もしくは形態画像は3次元データを疑似3次元画像として表示し、この中に2次元、もしくは1次元の温度分布画像を重ねて表示してもよい。

【0174】操作者が図29に示したようにマウス232、3Dポインタ233などの入力デバイス、もしくはアプリケーション216をコントロールしてインタラクティブに治療を行う場合には、入力デバイスもしくはアプリケーション216にスイッチを設置しておく。そして、まずリアルタイムで照射軸を含む面について形態画像を連続的に取得し、形態画像と加熱予定部位を重ねて表示する。治療予定部位（患部）と加熱予定部位を合わせるようにアプリケーション216もしくは入力デバイスを移動する。一致が確認できたら、スイッチを操作し、ごく弱い強度で組織に損傷の起きない程度の超音波加熱を行う。

電位計算機 213 の制御により同時に温度分布計測を行い、計測された温度分布内の加熱部位が予定部位に一致したかどうかを電子計算機 213 を用いて判定し、電子計算機 213 の制御で自動的に強力超音波をすぐに照射する。

【0175】ただし、位置ズレは 3 次元的に起こるので、2 次元、もしくは 1 次元撮像を行った場合、スライス方向に位置ズレが起こる可能性もある。このときは照射パワーに対する温度上昇を予め知っておいて、これに達しない場合は位置ズレが起きていると判断して、別のスライスで同様に温度計測を行い、これとの比較でスライス方向の最大加熱位置を把握する。もしくはマルチスライス撮像をして 3 次元的な位置ズレ検出を行ってもよい。また、直交するかもしくは単に交わっているだけで構わないが、複数画面の温度分布を撮像し、このそれぞれの面内の最大温度上昇点を含むスライスを再び撮像し直してもよい。

【0176】加熱部位と治療予定部位との一致の確認は操作者が行って、別のスイッチで強力超音波の照射をマニュアルで行ってもよいし、もしくは加熱予定部位と弱い加熱時の加熱部位が一致したかをコンピュータで確認し、確認できたら自動的に強力超音波を照射してもよい。もしくは piezo 素子にフェーズドアレイを用い、このときのズレを電子的に位相制御によって補正してもよい。

【0177】また、本実施例では特に深部局所の患部を治療するために治療エネルギーに超音波を用いたが、一度に大きなエネルギーを投入したい場合にはレーザ、広い領域にエネルギーを投入するためにはマイクロ波などを用いても加熱治療を行うことができ、この際の温度モニタ全てに本実施例の手法を適用することができる。このときは例えばレーザであっても照射軸を含む面の温度を計測すればよい。

【0178】以上説明したように、第 4 の発明によれば磁気共鳴診断装置を用いた治療装置において、治療位置に一致した部位の温度情報を高速に常時得ることができ、治療効率と安全性の高い治療が可能となる。

【0179】(実施例 7) 図 33 は、第 5 の発明に係る一実施例の構成を示す図である。同図において、超音波アプリケーション 401 は piezo 素子 402 と、その中心に挿入配置されたイメージング用の超音波プローブ 40 および可撓性の水袋 404 によって構成されている。アプリケーション 401 は、図に示すように患者 405 の体内の治療対象 406 を治療すべく、音響インピーダンスが生体に近い物質で作られた音響的エネルギーの伝播媒質 407 (例えば水など) を介して患者 405 に当接される。

【0180】piezo 素子 402 は、駆動回路 408 によって駆動される。駆動回路 408 は制御回路 409 に接続されており、制御回路 409 からの制御信号によって piezo 素子 402 の駆動電圧を調節する。駆動回路 40

8 の出力端子は 2 つあり、それぞれ独立しているが、同一信号を出力する。この駆動回路 408 の一方の出力端子は piezo 素子 402 及び受信波検出回路 410 の一方の入力に、他方の出力端子は受信波検出回路 410 の他の入力に接続されている。

【0181】受信波検出回路 410 は、駆動電圧に重畳された治療対象 406 からの反射超音波信号を検出する。レベル検出回路 411 及び位相ずれ検出回路 412 は受信波検出回路 410 からの反射波信号のレベル及び位相をそれぞれ検出し、これらの情報を制御回路 409 に出力する。

【0182】本実施例においては、診断用超音波プローブ 403 及び超音波診断装置 413 によって取得された生体内画像と、制御回路 409 からの治療領域の変化の情報をデジタルスキャンコンバータ (DSC) 414 を介して CRT ディスプレイ 415 上に表示する。

【0183】次に、本実施例の動作を強力超音波による焼灼治療を例にとり説明する。

【0184】本実施例では、piezo 素子 402 から治療対象 406 に向けて放射された治療用強力超音波によってリアルタイムに治療領域の変化を検出することが特徴である。piezo 素子 402 から焦点に向けて放射された治療用超音波により、焦点領域の温度は数秒で摂氏 60 ~ 80 °C にまで上昇する。その結果、焦点領域の生体組織は熱変性を起こし死滅する。その後、さらに超音波エネルギーの照射を継続すると、熱変性領域は拡大していく。この熱変性壊死した生体組織の音響的な特性は正常細胞のそれとは異なっているため、熱変性部と正常組織との境界面において超音波は反射される。また、熱変性領域における超音波エネルギーの吸収係数も正常細胞のそれとは異なっている。

【0185】従って、以下に説明するように熱変性領域近傍からの反射波を検出し、その振幅を計測すれば、治療領域の変化 (熱変性状態) の有無を知ることができる。さらに、熱変性領域が拡大する状況についても、反射波の時間による位相ずれを検出することにより、モニタリングが可能となる。

【0186】熱変性領域近傍で反射された超音波はアプリケーション 410 側に伝播していき、piezo 素子 402 に到達する。その後、piezo 素子 402 を振動させ、piezo 素子 402 により超音波エネルギーが電気エネルギーに変換される。一般には、piezo 素子 402 の駆動電気エネルギーに比べて、反射超音波による電気エネルギーは小さいので、反射超音波成分を検出するのは困難である。

【0187】そこで、本実施例では電気信号である駆動信号を打ち消すような信号を受信波検出回路 410 の入力側に印加することにより、反射波信号成分のみを検出する。その原理を図 34 を用いて説明する。図 34 は、piezo 素子 2 と駆動回路 408 および受信波検出回路 410 を概略的に示す図である。駆動回路 408 の出力段

は2つあり、それぞれ別の素子、この例ではトランジスタ431、432を用いている。もちろん、出力素子はオペアンプなどのICや、サイリスタなど他の半導体素子でも良く、要は出力が入力段に影響を与えないように構成されていれればよい。

【0188】トランジスタ431のコレクタ側には、負荷であるピエゾ素子402が接続されている。トランジスタ431、432には同一の信号が入力され、トランジスタ432のコレクタからはピエゾ素子402に印加される駆動信号と同一の信号が取り出せるようになっている。トランジスタ431のコレクタには、駆動信号に熱変性領域近傍からの反射波信号成分が重畳された信号が現れる。

【0189】トランジスタ431、432の各々のコレクタからの信号は、受信波検出回路410に入力され、差動増幅器433によってその差信号が検出される。差動増幅器433は、差信号を検出すると同時にそれを増幅することによって、駆動信号成分が相殺された信号成分、すなわち反射波信号成分を出力する。

【0190】こうして受信波検出回路410で検出された反射波信号成分の大きさを図33のレベル検出回路411で予め設定された閾値と比較し、閾値以上である場合には制御回路407が駆動回路408に供給する駆動信号をオフとして、ピエゾ素子402からの治療用超音波の照射を即時または一定時間後にストップする。レベル検出回路411が反射波信号成分の大きさが閾値以上と判定した時点から治療用超音波の照射をストップするまで時間幅は、入力部416を用いて設定可能になっている。例えば、熱変性領域をある程度拡大させたい場合は、この時間幅を長くすればよい。なお、レベル検出回路411に与える閾値は、操作者が入力部416を用いて任意に設定できる。また、閾値以上の反射波が一定時間継続した後に治療用超音波の照射をストップするなどの治療手順の設定も可能になっており、操作者が要求する治療効果が得られるようになっている。

【0191】さて、治療領域が拡大してくると、治療用超音波の一部が反射される境界面もアプリケーション401側にずれてくるため、照射してから反射波が得られるまでの時間が徐々に短縮され、反射波信号の位相ずれが生じる。この位相ずれを位相ずれ検出回路412によって検出することにより、熱変性領域の拡大を知ることができる。さらに、この位相ずれ量を積分することにより、焦点位置からの熱変性領域の拡大量の目安が得られる。これより、熱変性領域の拡大が設定した値以上になったら照射をストップするなどの制御も可能である。ここで、位相ずれ検出回路412は、例えば位相のずれを電圧に換算して出力する構成になっており、良く知られたPLL回路や位相比較器によって構成できる。

【0192】その他、本発明を利用すれば焦点領域の熱変性状態のみならずキャビテーションの生成状況、温度

上昇度及び体表面の変化も測定できる。これらは、反射波信号の振幅変化や位相ずれをこれらに特徴的なものと比較することによって実現される。

【0193】以上のようにして得られた治療対象の変化を超音波診断装置で取得した生体内の超音波画像と重ね合わせ、CRTディスプレイ415上に表示し操作者に知らせる。この表示法としては、例えば焦点上に熱変性領域を示すマークを重ねて表示し、変性領域のアプリケーション401側への移動量に対応してマークの大きさを変えたり、患者405の体表における温度上昇または変性を検出して警告を発生するなどの使用方法も考えられる。

【0194】（実施例8）図35は、第5の発明に係る他の実施例の構成を示す図である。なお、図35においては図33中に示したイメージング用超音波プローブ403、超音波診断装置413、デジタルスキャンコンバータ411及びCRTディスプレイ415を省略して示している。

【0195】本実施例では、受信波検出回路410の2つの入力ピエゾ素子402及び駆動回路408と新たに設けられたメモリ419に接続されている。図35では、治療用超音波照射直後の1波長もしくは数波長分の反射波信号をA/Dコンバータ418によりデジタル信号に変換した後、メモリ419に格納する。

【0196】治療用超音波の照射直後は熱変性領域は存在しないので、ピエゾ素子402の電気信号入力端の信号は、駆動信号と生体組織からの微小な反射波信号の合成信号になっている。治療が進行し熱変性領域が顕現すると、反射波信号に変化が生じ、これを検出して熱変性の情報を得る。この手順としては図36に示す構成の受信波検出回路410を用いる。

【0197】すなわち、図36に示すようにピエゾ素子402で受信した反射波信号成分が重畳された駆動信号（受信信号）をまずA/Dコンバータ441でデジタル信号に変換する。メモリ419に格納されている信号は、位相およびレベル調整回路442により、制御回路409からの制御信号に従って駆動回路408の出力及び位相に応じて調節される。そして、減算器443でA/Dコンバータ441の出力信号から位相およびレベル調整回路442の出力信号がデジタル的に引き算され、その結果、反射波信号成分のみが抽出される。なお、メモリ419の出力信号をD/Aコンバータ444によりアナログ信号に変換した上で、ピエゾ素子402からのアナログ信号と差分をとってもよい。この後の動作は図33と同じであり、反射波信号の振幅の変化及び位相ずれを検出し、これらの情報に基づいて制御回路8により治療用超音波の制御を行う。なお、図36の出力段のD/Aコンバータ444を取り外して、図35のレベル検出回路411、位相ずれ検出回路412及び制御回路408をデジタル化して構成してもよい。本実施例では、治療用超音波照射直後の1波もしくは数波の信号を取得



してメモリ 419 に格納するものとしたが、製造時にあらかじめ 419 に駆動信号波形を格納しておいてもよい。

【0198】（実施例 9）図 37 は、第 5 の発明に係る別の実施例の構成を示す図であり、反射波信号検出の際に用いる駆動信号を他の発振器によって作成する例である。この実施例では、駆動回路 408 の出力の大きさ及び位相に対応するように、発振器 420 の出力及び位相が制御回路 409 により制御される。この発振器 420 の出力と受信信号との差分をとることを除いては、実施例 7 と同じである。

【0199】（実施例 10）図 38 は、第 5 の発明に係るさらに別の実施例の構成を示す図である。この実施例ではアプリケーション 401 にアニュラーレイ型超音波発生源 402a ~ 402f を用いている。アニュラーレイ型超音波発生源 402a ~ 402f は、複数のピエゾ素子群により構成され、同心円状の複数のリングの組に分かれて構成されている。各リングはそれぞれ独立して駆動可能であり、駆動タイミングも独立に制御できるようになっている。

【0200】本実施例では、実施例 7 で説明した反射波信号検出法をアニュラーレイ型超音波発生源 402a ~ 402f の各リング毎にそれぞれ行っている。ここで、熱変性領域が手前に変化した場合、各リング毎に位相ずれを計算することにより、アプリケーション 401 の軸上のどの位置まで変性したかが定量的に検出できる。このデータを基にして照射の制御を行うことで、より安全で確実な治療が可能となる。

【0201】さらに、2次元アレイ状にピエゾ素子を配置して治療用超音波発生源を構成すれば、本発明を利用した焦点移動型の治療装置を実現することもできる。

【0202】以上述べたように、第 5 の発明によれば治療領域からの治療用超音波の反射波を検出し解析することにより、超音波治療システムによる治療領域のリアルタイムモニタリングを可能にする。さらに、得られた治療領域の情報に基づいて治療用超音波を制御することにより、安全で確実な治療を実現できる。

【0203】（実施例 11）図 39 は、第 6 の発明の一実施例に係るアプリケーションの構成を示す図である。体腔内挿入用の支持体 501 としては、フレキシブルでしかもある程度の強度を有する筒を用いている。このため、操作者がアプリケーションの手元で先端部の傾きを自由に調整することが可能である。

【0204】治療用超音波を発射する振動子 502a、502b は、それぞれ凹面形状でかつ大きさの異なった半円形状に形成されており、回転軸 503 を中心として振動子 502a に対し振動子 502b が相対的に回転できるように、支持体 501 に固定されている。振動子 502a、502b は半円形状であるため、この相対的な回転により超音波の送波方向に見た振動子 502a に対

する振動子 502b の重なり面積が変化することになる。

【0205】振動子 502a、502b に駆動信号を供給するリードは図示していないが、支持体 501 の内部を通して図示しない駆動回路本体に結合される。また、振動子 502a、502b 全体を被うように可撓性の膜 504 が水密に支持体 501 に取り付けられており、支持体 501 内を通過している図示しないチューブの開口部 505 から脱気水などの超音波カップリング用の液体を給排水することで、アプリケーションの外形の大きさを調整できるようになっている。また、このカップリング液の循環により、体表面・振動子面の冷却も可能である。

【0206】図 40 に、図 39 のアプリケーションの A-A' 断面を示す。同図に示されるように、振動子 502a、502b は凹面の曲率半径が異なっているが、曲率半径の小さい方の振動子 502b を大きい方の振動子 502a より曲率半径の差分だけ内側に配置することにより、同一の幾何焦点 506 を有するようになっている。また、支持体 501 の内部には回転軸 503 を中心に振動子 502b を回転移動させる回転機構 507 が取り付けられており、操作者は支持体 501 の手元に設けられた例えばワイヤなどを用いた操作機構（図示せず）によって回転機構 507 を操作できる。この構造は当業者において公知の技術である。

【0207】アプリケーションは図 39 および図 40 のように振動子 502a を振動子 502b に対して重ねた状態で、患者の体腔内、例えば胃内部に食道から挿入される。この状態では振動子 502a が振動子 502b と重なっていることによって、アプリケーションの最大径は小さくなっているため、容易に体腔内に挿入することができる。そして、アプリケーションの先端部が一旦胃内部まで届くと、操作者は前記の操作機構により回転機構 507 を操作して、振動子 502b をほぼ 180° 回転させ、振動子 502a に対し振動子 502b を重ならせない図 41 および図 42 に示す状態とする。この状態では、振動子 502a、502b 全体として見たときの開口径が最大となり、超音波エネルギーを深い部位まで鋭く集束させることができる。また、このとき可撓性膜 504 は回転する振動子 502b と干渉せず、しかも患者に対し十分な接触を図るため内部のカップリング液を増加させる。

【0208】ここで、振動子 502a、502b の曲率半径、つまり幾何焦点 506 から振動子 502a、502b までの距離  $R_1$ 、 $R_2$  は異なっているが、この距離差  $\Delta R = R_1 - R_2$  が治療用超音波の波長の整数倍となる関係に構成されている。一例として、超音波周波数として 4 MHz を用いると、振動子 502a、502b の厚みは通常の PZT を用いた場合、約 0.5 mm になる。図示していないが振動子 502a、502b を保持するためのバックリングや電線の引き回しの為に、振動子 502a、502b の間には距離差  $\Delta R$  として 1 mm 以

上の空間が必要になる。また、カップリング液の音速を  $1500\text{m/sec}$  とすると、カップリング液内での波長が  $0.375\text{mm}$  になるため、 $\Delta R$  はその整数倍ということで、例えば  $5$  波長分である  $1.875\text{mm}$  に設定してある。従って、振動子  $502a$ 、 $502b$  を単に電氣的に並列に結合させて同一の駆動回路に接続しても、振動子  $502a$ 、 $502b$  から放射される超音波は幾何焦点  $506$  では同位相となり、焦点形成に大きな問題はない。

【0209】ただ、厳密には振動子  $502a$ 、 $502b$  で幾何焦点  $506$  からの距離が異なるため、幾何焦点  $506$  からそれぞれの振動子  $502a$ 、 $502b$  を見込んだ場合の単位立体角当たりの超音波強度が僅かにアンバランス（振動子  $502a$  のそれより、振動子  $502b$  のそのほうが大）となる。これを防ぐためには、例えば駆動回路側で該単位立体角当たりの超音波強度が等しくなるように、それぞれの振動子  $502a$ 、 $502b$  に印加する駆動電圧を適当な分割比で分割するなどの方法をとれば良い。

【0210】このように実施例によると、体腔内に挿入するときはアプリケーションの最大径を小さくした状態で挿入を容易にし、挿入後の治療時には振動子全体の開口を大きくすることにより幾何焦点での集束を鋭くして、強力な超音波を限局した領域にのみ発生させ、効率的な治療を行うことが可能となる。

【0211】（実施例 12）図 43 は、第 6 の発明の一実施例に係る超音波治療装置の構成図であり、特に腹腔鏡と共に用いるのに適したアプリケーションと装置本体の構成を示している。

【0212】図 43 において、支持体  $511$  は硬性の筒であり、先端にアプリケーションの手元で角度を変更できるアングル機構  $512$  が構成されている。実施例 11 と同様に 2 組の振動子  $513a$ 、 $513b$  が設けられているが、本実施例ではこれらの振動子  $513a$ 、 $513b$  は平板で、且つ表面がそれぞれ複数（ $N$  個）の素子に分割された 2 次元アレイ構造を成している。

【0213】振動子  $513a$ 、 $513b$  は、横方向にスライド可能となっており、挿入時は両者を完全に重ねておき、挿入完了時に手元操作により移動させる。これらの振動子  $513a$ 、 $513b$  の各アレイ素子はそれぞれ独立した駆動回路群  $514$  に結合されており、それぞれの駆動タイミングは制御回路  $515$  からの信号に従って遅延回路群  $516$  から送信されるトリガ信号で決定され、結果的に位置可変の焦点  $517$  を形成する。この時、焦点  $517$  の近傍の治療対象の状況を、治療用振動子  $513a$ 、 $513b$  の近傍にあって支持体  $511$  に構成された画像用超音波トランスジューサ  $518$  と超音波診断装置  $519$  を用いて、制御回路  $515$  を介して CRT ディスプレイ  $520$  に断層像として画像化する。ここで、制御回路  $515$  は焦点  $517$  の位置を計算上求め

て、CRT ディスプレイ  $520$  の画像上に重ねて表示する。そして、治療中は制御回路  $515$  からの指示により水制御回路  $521$  によってアプリケーション先端の可撓性膜  $504$  内に開口部  $505$  を通してカップリング液を満たし、振動子  $513a$ 、 $513b$  自体の加熱が予想される場合は循環して冷却する。

【0214】図 44 に、上述したスライド式の移動機構の一例を示す。支持体  $531$  の先端に 2 枚の振動子  $532a$ 、 $533b$  が取り付けられている。振動子  $532a$ 、 $563b$  は支持体  $521$  の長手方向にはリニアアレイになっており、また幅方向は凹面形状を成している。動子  $532a$  は支持体  $531$  に固定されており、振動子  $532b$  は支持体  $531$  上に斜めに形成された溝  $534$  内をスライド可能な支柱  $533$  に固定されている。支柱  $533$  は溝  $534$  に沿ってスライドすることによって、支持体  $531$  の長手方向の動きを振動子  $532b$  のスライド運動に変換する。

【0215】これにより、振動子  $532b$  のスライド後は、振動子  $532a$ 、 $532b$  は図 45 に示す位置関係となり、共通の凹面形状の幾何焦点  $535$  を有することになる。また、振動子  $532a$ 、 $532b$  の長手方向には、リニアアレイの電子集束作用により焦点を形成できる。なお、図 44 および図 45 ではカップリング用の可撓性膜を省略している。

【0216】以上説明したように、第 6 の発明によれば挿入部が非常に狭い体腔内へも、大きな開口を有する治療用超音波振動子を挿入できるため、内臓表面から深い位置にある治療対象にも非常に集束した強力な超音波を照射して効率的な治療を行うことができる。

【0217】（実施例 13）図 46 は、第 7 の発明に係る一実施例の構成図である。まず、図 46 中のアプリケーション  $601$  の構成を図 47 により説明する。図 47 に示すように、アプリケーション  $601$  は治療用強力超音波を照射する超音波振動子  $602$  と、強力超音波を患者  $603$  まで導くカップリング液  $604$  と、該カップリング液  $604$  を密閉する水袋  $605$  と、これらを収納するハウジング  $633$  よりなる。

【0218】ハウジング  $625$  には、焦点位置決めの際に用いるための 3 点以上（ここでは 3 点で説明する）の基準点  $608A$ 、 $608B$ 、 $608C$  が付けられている。基準点  $608A$ 、 $608B$ 、 $608C$  は、MRI 画像上で明確に描出でき、生体の物質との区別が容易な材質で形成されており、その材質はより好ましくは非磁性体が良い。具体的には、ハウジング材の空孔に油類を注入したものや、ゴム類、樹脂類を付着したものでもよい。

【0219】図 48 に示すように、超音波振動子  $602$  は円形平板のピエゾ素子を径方向および周方向に分割した形状を有している。治療する際は、アプリケーション  $601$  を体表に載せ、水袋  $605$  を超音波ゼリー等（図示せ

ず)を介して患者603の皮膚に接触させる。そして、焦点607を腫瘍606に一致させてから駆動回路群611で超音波振動子602を駆動して強力超音波を照射し、焦点607と一致した治療部位を高温に維持して治療する。

【0220】本実施例では、強力超音波発生源としてフェーズドアレイを用いた。従って、駆動回路群611の駆動タイミングを位相制御回路群610によって制御することにより、アプリケーション601及び超音波振動子602を移動させずに焦点位置や音場、加温・加熱領域を操作することができる。駆動回路群611は分割した超音波振動子602の個数のチャンネルに分かれており、加熱治療装置制御回路609からの信号に基づいて位相制御回路群610で遅延が与えられた独立のタイミング信号により駆動される。これにより、超音波の焦点607は3次元的に任意の場所に設定できる。この遅延時間制御による焦点位置の移動操作は、例えばUSP-4, 526, 168に詳述されている。

【0221】次に、本実施例における位置決めとMRI像の撮像部について説明する。

【0222】まず、患者603は治療台620上にセットされ、さらにアプリケーション601が取り付けられた状態で、MRI制御回路614により制御されるテーブル移動装置613によって、RFコイル619と静磁場コイル617および勾配磁場用コイル618が内蔵されているMRI撮像用のガントリ(図示せず)内に送り込まれる。

【0223】MRI制御回路614は、勾配磁場電源616および送受信回路615をコンソール621より指示した所定のシーケンス(例えばT2強調撮像法:T2横緩和時間)により起動し、アプリケーション601の基準点608A, 608B, 608Cを含む患者603の体内の3次元の画像情報を図示しないメモリ内に記憶する。この3次元情報は、MRI制御回路614によりCRTディスプレイ612上に表示することができるが、特開平5-300910に述べられているように、例えばワイヤフレームを用いた疑似3次元表示のような任意の形で表示することもできる。

【0224】次に、腫瘍606と焦点607の位置合わせを行う。ここで、CRTディスプレイ612には図49に示すように、基準点608Aを含んだ患者体内のMRI 2次元画像が表示されている。術者は、この基準点608AのMRI座標626上の位置を加熱装置制御回路609に入力する。なお、この代わりにMRI制御回路614がアプリケーション601の基準点608Aを認識し、その座標情報を加熱治療装置制御回路609に送るようにしてもよい。同様の操作を残りの基準点608B, 608Cに対しても行い、アプリケーション601の位置決めを行う。

【0225】図49に示すように、CRTディスプレイ

612にはMRI画像622と重ねて、加熱治療装置制御回路609の持つアプリケーション座標625が表示できる。但し、図49の例のアプリケーション座標625は基準点608Aを原点にした3次元及び2次元座標である。焦点607の座標は基準点608Aを基準に設定されているため、アプリケーション601の位置合わせ及び治療計画はアプリケーション座標625に従って行う。例えば、ライトペンやタッチパネル等の入力装置623を介して、CRTディスプレイ612上で焦点607の位置を指定し、この情報を加熱装置制御回路609で記憶していく。この時、CRTディスプレイ612上のタッチパネル、ライトペン等の入力装置623は、MRI座標626での操作と、アプリケーション座標625での操作を切り替えて使用することができ、MRI 3次元画像上の任意の断面を指定する場合には、従来通りMRI座標で行うことが可能である。

【0226】また、焦点607についても、図49に示すようにCRTディスプレイ612のMRI画像622上に表示される。超音波の入射経路624を併せて表示することもできる。

【0227】加熱治療装置制御回路609は、内蔵のメモリに記憶された焦点607の位置と腫瘍606の位置との一致を検出すると超音波照射の開始を駆動回路群611に指示し、これにより治療が開始される。ここで、毎回強力超音波を照射する直前に基準点608Aを含む患部のMRI画像を撮像し、基準点608AとMRI画像の座標との一致状況を確認することもできる。呼吸移動等の患者の動きで基準点608Aが初めに決定したMRI座標上の点から一定の値以上離れると、加熱装置制御回路609は駆動回路群611を制御して超音波振動子602の駆動を停止する。この動作は、全ての基準点608A, 608B, 608Cを含むMRIの3次元画像を撮像し、これら3つの基準点のうち何れかが決められた値以上元の点から離れると超音波の照射が停止するというものでもよい。

【0228】当初の治療計画の中間あるいは終了と思われる時点で超音波の照射を停止し、治療の進行状況を観察する。これは上述と同様に腫瘍606周囲のMRI画像を撮像し、生体の変化を調べることによって行う。この間、アプリケーション601は患者603に装着されたままである。そして、治療前にメモリ上に記憶しておいたT2強調画像のデータと今回のデータとのサブトラクションをとると、熱変性領域が明瞭に確認でき、治療が十分に行われたか、あるいは不十分で再治療が必要かを判断できる。また、このような治療効果の判定ステップを当初から治療計画に盛り込んで、所定の治療時間おきに自動的に腫瘍606周囲のMRI画像を撮像するようにすることも可能である。

【0229】治療が終了したと思われるところで、前記と同様の動作で体内のMRI 3次元画像を撮像する。こ

の時、治療漏れが疑われた部分を含む面を入力装置 623 を介して CRT ディスプレイ 612 上で指定し、例えばその部分の MRI 2 次元画像を表示させて詳しく調べ、治療漏れが確定された場合は、その部分（点あるいは範囲）を CRT ディスプレイ 612 上のアプリケーション座標 625 で指示すると、その情報が加熱治療装置制御回路 609 へ送られ、加熱治療装置制御回路 609 は指定された体内の治療漏れの部分に焦点を結ぶように位相制御回路群 610 を制御した後、駆動回路群 611 を駆動させ、加熱治療を追加する。

【0230】MRI による治療効果の判定で十分治療が完了したと判断できる状況になったら、操作者は治療を終了する。この時、MRI 制御回路 614 は治療条件の履歴をメモリから呼び出し、治療記録を CRT ディスプレイ 612 から出力することができる。

【0231】本実施例については、種々の変形した実施が可能であり、例えば送受信用 RF コイル 619 として体腔内コイルを使用してもよい。また、超音波振動子 602 にフェイズドアレイを用いたが、これに代えてアンギュラアレイを用いてもよいし、アプリケーション 601 を機械的に動かして焦点を移動させる方法をとってもよい。

【0232】また、図 50 に示すように超音波振動子 627 の中央または一部に設けられた超音波プローブ挿入孔 629 に超音波プローブ 628 を挿入し、これを超音波診断装置 630 に接続して、リアルタイムに体内の超音波像を観察できるようにしてもよい。超音波プローブ 628 は、前後方向のスライドと回転移動が可能に構成されている。そして、超音波断層像を得る超音波プローブ 628 と治療用超音波の焦点 607 との相対位置を求め、この相対位置の情報に基づいて超音波画像上に焦点位置 607 を表示したり、更に MRI で得られた 2 次元または 3 次元の体内画像上にそのとき表示している超音波断層像の位置を示し、先に立てた治療計画に沿って超音波断層像を利用することができる。これらの方法は、特開平 5-300910 に詳しく述べられている。

【0233】また、アプリケーション 601 は本実施例のように患者 603 に対して上方から装着するいわゆる上方アプローチでなくともよく、図示しないメカニカルアームにより移動制御されるアプリケーションを構成して、下方アプローチでも用いることができる。

【0234】（実施例 14）図 51 は、第 7 の発明に係る他の実施例の構成図である。まず、図 51 中のアプリケーション 631 の構成を図 52 により説明する。本実施例では、超音波振動子 632 は焦点固定で、機械的に焦点を動かすタイプを用いられる（特開昭 63-992343 参照）。アプリケーション 631 は、治療用強力超音波を照射する超音波振動子 632 と、強力超音波を患者 603 まで導くカップリング液 604 と、該カップリング液 604 を密閉する水袋 605 と、これらを収納するハウ

ジング 633 よりなる。ハウジング 633 には、複数のアプリケーション側基準点（ここでは 2 点で説明する）638A、638B が付けられている。これらのアプリケーション側基準点 638A、638B は、アプリケーション 631 を複数の被検体側基準点（ここでは 2 点で説明する）639A、639B と正確に一致させるためのもので、例えば図 53 に示すようにアプリケーション側基準点 638A、638B を凹型形状とし、これらに凸型の被検体側基準点 639A、639B を嵌め込むようにしてもよい。また、他の構成として図 54 に示すように、凹型の被検体側基準点 640A、640B に凸型のアプリケーション基準点 641A、641B を嵌め込むようにしてもよい。

【0235】超音波振動子 632 は一枚のピエゾ素子を球殻状に切り出したもので、カップリング液 604 を満たしたハウジング 633 の中で、振動子位置制御回路 635 に制御される支持棒 634 による上下の移動と、同じく振動子位置制御回路 635 に制御されるベアリング 637 による揺動が可能である。

【0236】治療時には、実施例 13 と同様にアプリケーション 631 を患者 603 の体表に載せ、水袋 605 を超音波ゼリー等（図示せず）を介して患者 603 の皮膚に接触させる。焦点 607 を振動子位置制御回路 635 により腫瘍 606 に一致させてから、駆動回路 636 で超音波振動子 632 を駆動して強力超音波を照射し、焦点 607 と一致した治療部位を高温に維持して治療する。

【0237】次に、本実施例における位置決めと MRI 像の撮像部について説明する。

【0238】まず、患者 603 には被検体側基準点 639A、639B がアプリケーション 631 の基準点 638A、638B と正確に一致する位置で張り付けられる。被検体側基準点 639A、639B は、強力な粘着力のある使い捨ての突起物のようなものが適当であり、しかも MRI 画像上で明確に描出でき、生体の物質との区別が容易なもので、さらに好ましくは非磁性体が良い。具体的には、例えばゴム類、樹脂類等が挙げられる。次に、患者 603 上にアプリケーション 631 が取り付けられるが、このとき基準点 638A、638B と、639A、639B の位置が正確に一致するようにする。こうして治療台 620 上にセットされ、かつ基準点 639A、639B が付けられた患者 603 は、MRI 制御回路 614 により制御されるテーブル移動装置 613 によって、RF コイル 619 と静磁場コイル 617 および勾配磁場用コイル 618 が内蔵されている撮像用のガントリ（図示せず）内に送られる。

【0239】次に、MRI 制御回路 614 は勾配磁場電源 616 および送受信回路 615 をコンソール 621 より指示した所定のシーケンス（例えば T2 強調撮像法）により起動し、アプリケーション基準点 638A（実施例 13 の基準点 608 と同様な働きをする）を含む患者 60

3体内の3次元の画像情報を図示しないメモリ内に記憶する。この3次元情報は、MRI制御回路614により、CRTディスプレイ612上に表示することができる。

【0240】MRI 3次元画像に描出された腫瘍606の位置に超音波振動子632の焦点607を合わせる作業及び、治療計画を行う方法は、実施例13と同様である。また、治療途中の治療状況の確認や治療終了後の処理も、実施例13と同様であるが、本実施例14ではアプリケーション631の位置と患者603の位置が複数の点で物理的に固定されているため、治療の途中で一旦アプリケーション601を患者603から取り外しても、確実に元の位置に戻ることができる。

【0241】なお、本実施例ではアプリケーション側基準点と被検体側基準点が2点ずつの場合を示したが、3点ずつの基準点を設けて位置をより安定にできるようにすることも有効である。また、上述の説明では代表となる基準点をアプリケーション座標の原点( $(X, Y, Z) = (0, 0, 0)$ )としたが、 $(X, Y, Z)$ に任意の値を与えても良い。

【0242】以上説明したように、第7の発明によれば超音波加熱治療の際に、加熱治療装置のアプリケーションと被検体との位置合わせを行うだけでよく、従来のようにCT装置と加熱治療装置の相対位置を検出するための特別な機構を組み込む必要がないため、CT装置と加熱治療装置が別個に構成されている場合でも正確な位置合わせができ、患者に対する安全性を確保できると共に、装置のコストの低減を図ることができる。

【0243】

【発明の効果】第1の発明によれば強力超音波照射治療時に画像診断装置によって正確なモニタが可能となる。更に、照射の際の位置・時間制御が最適化されるため、予期しない部位への副作用や熱変性領域の拡大が抑制され、かつ狙った部位に正確に熱変性を惹起できるため、安全かつ確実な超音波加熱治療を実現できる。

【0244】第2の発明によれば画像診断装置を用いた治療装置において、MRIにより連続的に得られる空間周波数データから従来より高速に動きのベクトルを検出することで、リアルタイムに差分画像の誤差を低減し、動きによる座標のズレを低減し、安全・正確な治療が可能となる。

【0245】第3の発明によれば磁気共鳴診断装置を用いた治療装置において、局所励起法を用いて前もって得られた温度モニタの必要な点についての温度計測をリアルタイムに行うことが可能となり、照射中に異常を発見できる安全な治療装置を提供できる。

【0246】第4の発明によれば磁気共鳴診断装置を用いた治療装置において、治療位置に一致した部位の温度情報を高速に常時得ることができ、治療効率と安全性の高い治療が可能となる。

【0247】第5の発明によれば治療領域からの治療用超音波の反射波を検出し解析することにより、超音波治療システムによる治療領域のリアルタイムモニタリングを可能にする。さらに、得られた治療領域の情報に基づいて治療用超音波を制御することにより、安全で確実な治療を実現できる。

【0248】第6の発明によれば挿入部が非常に狭い体腔内へも、大きな開口を有する治療用超音波振動子を挿入できるため、内臓表面から深い位置にある治療対象にも非常に集束した強力な超音波を照射して効率的な治療を行うことができる。

【0249】第7の発明によれば超音波加熱治療の際に、加熱治療装置のアプリケーションと被検体との位置合わせを行うだけでよく、従来のようにCT装置と加熱治療装置の相対位置を検出するための特別な機構を組み込む必要がないため、CT装置と加熱治療装置が別個に構成されている場合でも正確な位置合わせができ、患者に対する安全性を確保できると共に、装置のコストの低減を図ることができる。

【図面の簡単な説明】

【図1】第1の発明に係る一実施例の構成を示すブロック図

【図2】同実施例における強力超音波の照射手順を説明するための模式図

【図3】同実施例における強力超音波の照射手順を示すフローチャート

【図4】同実施例における強力超音波の別の照射手順を説明するための図

【図5】第1の発明に係る他の実施例の構成を示すブロック図

【図6】同実施例における超音波プローブ及び振動子の位置関係と動作を示す図

【図7】超音波プローブと振動子の相対位置を可変にする機構の他の例を示す図

【図8】第1の発明に係る2次元アレイを用いた場合の実施例の構成を示す図

【図9】同実施例における強力超音波照射治療中のCRT画像表示例を示す図

【図10】第2の発明の一実施例の構成図

【図11】同実施例における動きの概念の説明図

【図12】同実施例におけるMRIによる温度計測の際の動き補正を説明するための模式図

【図13】同実施例における画像からの動き補正法を採り入れた治療手順を示す流れ図

【図14】同実施例における基準画像に対する動き検出と温度変化の検出を行う場合の時間的流れを示す模式図

【図15】同実施例における直前に得た画像に対する動き検出と温度変化の検出を行う場合の時間的流れを示す模式図

【図16】第3の発明の実施例に係るポイント励起(2

次元 1 ショット局所励起) のMRI パルスシーケンスを示す模式図

【図 1 7】同実施例におけるポイント励起を用いた超音波照射とデータの処理手順を示す模式図

【図 1 8】同実施例におけるポイント励起の際の温度表示手段の一例を示す図

【図 1 9】第 3 の発明の実施例に係るライン励起のMRI シーケンスを示す模式図

【図 2 0】同実施例におけるライン励起を用いた超音波照射とデータの処理手順を示す模式図

【図 2 1】同実施例におけるライン励起の際の温度分布表示手段の一例を示す図

【図 2 2】同実施例における温度分布から温度測定点を決定する手順を示す模式図

【図 2 3】第 3 の発明の実施例に係る温度計測と緩和時間強調信号計測を同時に行う治療シーケンス図

【図 2 4】第 3 の発明の実施例に係る温度計測と緩和時間強調信号計測を同一シーケンス内で行うMRI パルスシーケンス図

【図 2 5】第 3 の発明の実施例に係るポイント励起のMRI パルスシーケンスを示す模式図 (3 つの  $\alpha^\circ$  パルスを用いた場合)

【図 2 6】第 3 の発明の実施例に係る治療照射時に計測された温度を治療用照射にフィードバックする場合の時間的流れの模式図

【図 2 7】第 4 の発明の実施例に係るライン励起のMRI パルスシーケンスを示す模式図

【図 2 8】同実施例に係る電子計算機制御の制御信号の流れ図

【図 2 9】同実施例に係る電子計算機ディスプレイ内のアプリケーションのコントロール手段を示す模式図

【図 3 0】同実施例に係るハンドプローブタイプの超音波アプリケーションのエンコーダによる位置・角度検出手段の模式図

【図 3 1】同実施例に係るハンドプローブタイプの超音波アプリケーションの光ジャイロによる位置・角度検出手段の模式図

【図 3 2】同実施例に係るハンドプローブタイプの超音波アプリケーションのテレビカメラによる位置・角度検出手段の模式図

【図 3 3】第 5 の発明に係る実施例を示すブロック図

【図 3 4】同実施例における受信信号から反射信号を検出する手段を説明するための駆動回路および受信波検出回路の要部の回路図

【図 3 5】第 5 の発明に係る他の実施例を示すブロック図

【図 3 6】同実施例における受信信号から反射信号を検出する手段を説明するための受信波検出回路の要部の回路図

【図 3 7】第 5 の発明に係る別の実施例を示すブロック

図

【図 3 8】第 5 の発明に係るさらに別の実施例を示すブロック図

【図 3 9】第 6 の発明に係る超音波アプリケーションの一実施例の構成図

【図 4 0】図 3 9 の超音波アプリケーションの A-A' 断面図

【図 4 1】第 6 の発明に係る超音波アプリケーションの他の実施例の構成図

【図 4 2】図 4 1 の超音波アプリケーションの B-B' 断面図

【図 4 3】第 6 の発明に係る治療装置の一実施例の構成図

【図 4 4】第 6 の発明に係る超音波アプリケーションの別の実施例の構成図

【図 4 5】第 6 の発明に係る超音波アプリケーションのさらに別の実施例の構成図

【図 4 6】第 7 の発明に係る一実施例の構成図

【図 4 7】同実施例におけるアプリケーションの構成図

【図 4 8】同実施例における超音波振動子の構成図

【図 4 9】同実施例における CRT ディスプレイ上の表示画面を示す図

【図 5 0】第 7 の発明に係る他の実施例の構成図

【図 5 1】第 7 の発明に係る別の実施例の構成図

【図 5 2】同実施例におけるアプリケーションの構成図

【図 5 3】同実施例における基準点の設け方の一例を示す図

【図 5 4】同実施例における基準点の設け方の他の例を示す図

【符号の説明】

1 0 1…アプリケーション	1 0 2…ピエゾ素子群
1 0 3…患者	1 0 4…水
1 0 5…カップリング膜	1 0 6…強力超音波焦点
1 0 7…患部 (腫瘍)	1 0 8…超音波プローブ
1 0 9…駆動回路	1 1 0…アプリケーション位置検出装置
1 1 1…メカニカルアーム	1 1 2…ステージコントローラ
1 1 3…Z $\theta$ ステージ	1 1 4…X $\theta$ ステージ
1 1 5…超音波画像診断装置	1 1 6…デジタルスキャンコンバータ
1 1 7…CRT	1 1 8…補助入力装置
1 1 9…システムコントローラ	1 1 0…コンソール
1 2 1…水処理回路	1 2 2…XYZ ステージ

1 2 3...Z $\theta$ ステージ	1 2 4...指示カー	ディスプレイ	
ソル		4 1 6...入力部	4 1 8...A/Dコ
1 2 5...加熱点	1 2 6...超音波B	ンパータ	
モード画像		4 1 9...メモリ	4 2 0...発振器
1 2 7...超音波加算Cモード画像	1 2 8...超音波3	5 0 1...支持体	5 0 2...超音波振
D画像		動子	
1 2 9...治療ブロック立体拡大像		5 0 3...回転軸	5 0 4...可撓性膜
1 2 1...静磁場コイル	1 2 2...勾配磁場	5 0 5...開口部	5 0 6...焦点
電源		5 0 7...回転移動機構	5 1 1...支持体
1 2 3...送受信回路	1 2 4...テーブル	5 1 2...アングル機構	5 1 3...超音波振
移動装置		動子	
1 2 5...作業孔	1 2 6...位相制御	5 1 4...駆動回路群	5 1 5...制御回路
回路		5 1 6...遅延回路群	5 1 7...焦点
2 0 1...静磁場磁石	2 0 2...励磁用電	5 1 8...画像用超音波振動子	5 1 9...超音波診
源		断装置	
2 0 3...被検体	2 0 4...勾配磁場	5 2 0...CRTディスプレイ	5 2 1...水制御回
コイル		路	
2 0 5...シーケンスコントローラ	2 0 6...勾配磁場	5 3 1...支持体	5 3 2...超音波振
コイル駆動回路		動子	
2 0 7...寝台	2 0 8...高周波コ	5 3 3...支柱	5 3 4...移動溝
イル		5 3 5...焦点	
2 0 9...送信部	2 1 0...デュプレ	6 0 1...アプリータ	6 0 2...超音波振
クサ		動子	
2 1 1...受信部	2 1 2...データ収	6 0 3...患者	6 0 4...カップリ
集部		ング液	
2 1 3...電子計算機	2 1 4...コンソー	6 0 5...水袋	6 0 6...腫瘍
ル		6 0 7...焦点	6 0 8 A~6 0 8
2 1 5...画像ディスプレイ	2 1 6...超音波ア	C...基準点	
プリータ		6 0 9...加熱治療装置制御回路	6 1 0...位相制御
2 1 7...駆動回路群	2 1 8...位相制御	回路郡	
回路群		6 1 1...駆動回路群	6 1 2...CRT
2 1 9...電源 (パルス発生用)		6 1 3...テーブル移動装置	6 1 4...MRI制
2 2 1...温度分布表示ウィンドウ	2 2 2...温度分布	制御回路	
表示ウィンドウ		6 1 5...送受信回路	6 1 6...勾配磁場
2 2 3...超音波振動子の位置表示	2 2 4...設定焦点	電源	
3 0 1~3 0 3...回転検出型エンコーダ		6 1 7...静磁場コイル	6 1 8...勾配磁場
3 0 4~3 0 6...並進検出型エンコーダ		コイル	
3 0 7...把握部		6 1 9...RFコイル	6 2 0...治療台
4 0 1...超音波アプリータ	4 0 2...ピエゾ素	6 2 1...コンソール	6 2 2...MRI画
子		像	
4 0 3...イメージング用超音波プローブ		6 2 3...入力装置	6 2 4...超音波入
4 0 4...可撓性の水袋	4 0 5...患者	射経路	
4 0 6...治療対象	4 0 7...超音波伝	6 2 5...アプリータ座標	6 2 6...MRI座
搬媒質		標	
4 0 8...駆動回路	4 0 9...制御回路	6 2 7...超音波振動子	6 2 8...超音波ブ
4 1 0...受信波検出回路	4 1 1...レベル検	ローブ	
出回路		6 2 9...プローブ挿入孔	6 3 0...超音波診
4 1 2...位相ずれ検出回路	4 1 3...超音波診	断装置	
断装置		6 3 1...アプリータ	6 3 2...超音波振
4 1 4...DSC	4 1 5...CRTデ	動子	

## 633…ハウジング

## 6 3 4…支持棒

639 A, 639 B…被検体側基準点

### 6 3 5…振動子位置制御回路

### 6 3 6…驅動回路

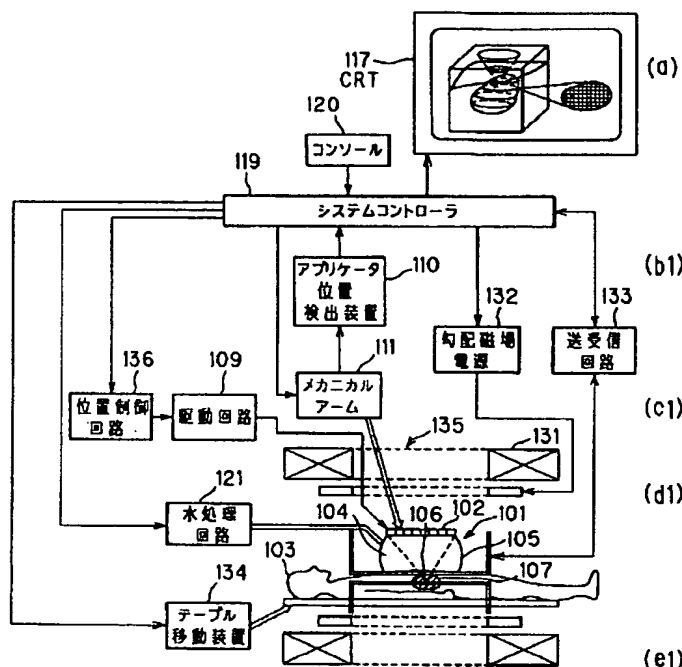
640A, 640B…被検体側基準点

## 637…ベアリング

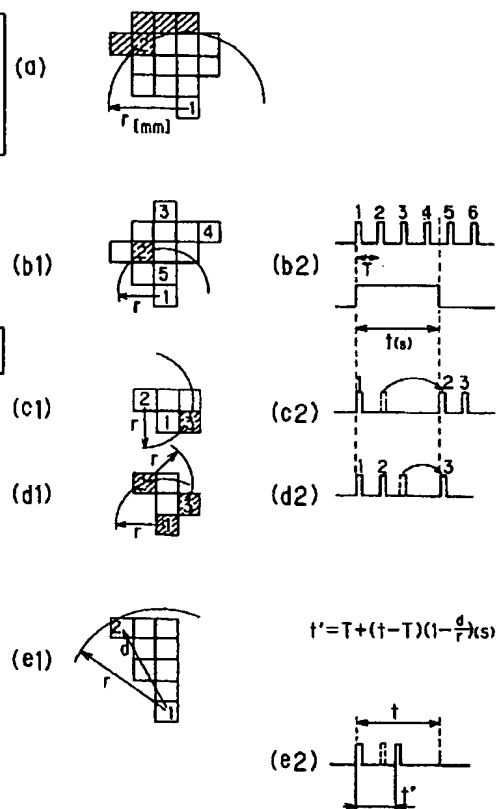
641A, 641B…アプリケーション側基準点

638A, 638B…アプリケーション側基準点

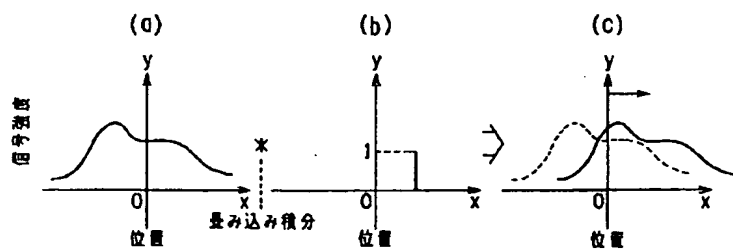
【圖 1】



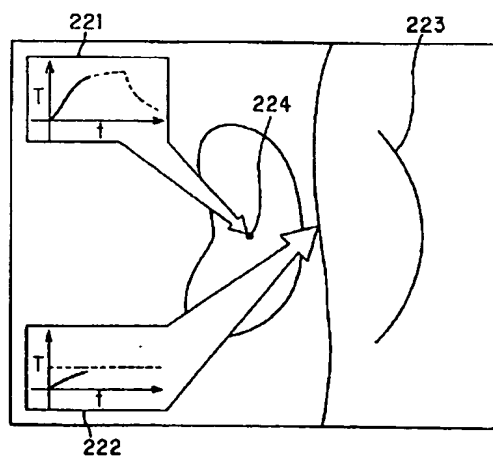
【图 2】



【图 1-1】

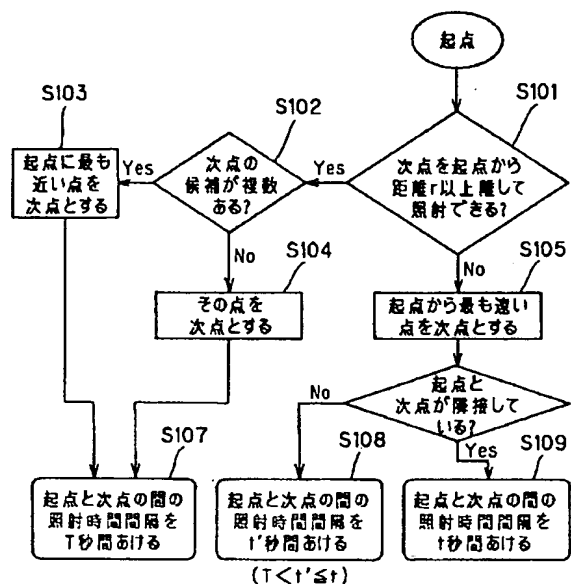


【例 18】



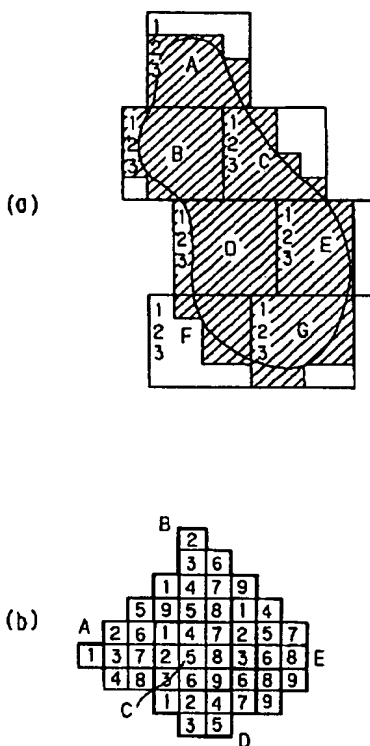


【図 3】

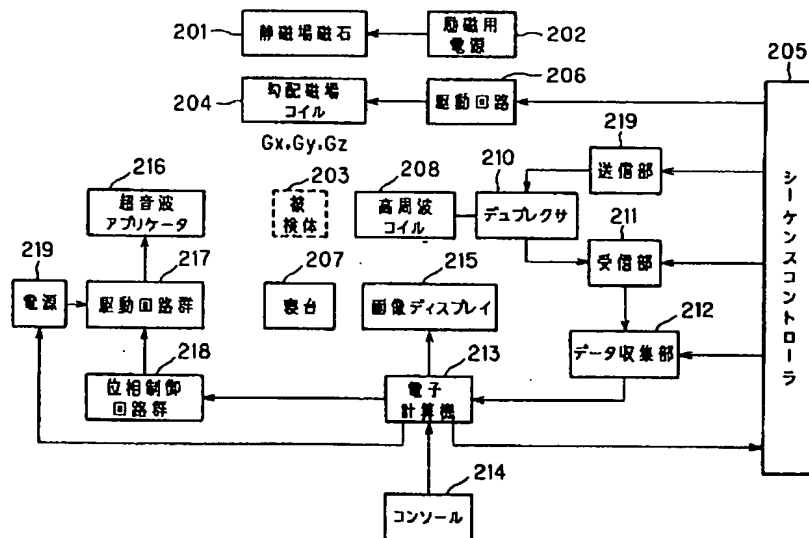


⇒ 次点を新たに起点として同様の流れで順次位置を決定していく。

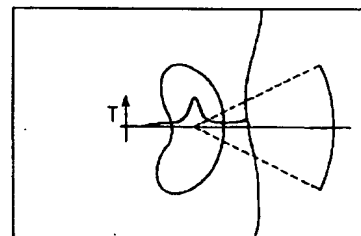
【図 4】



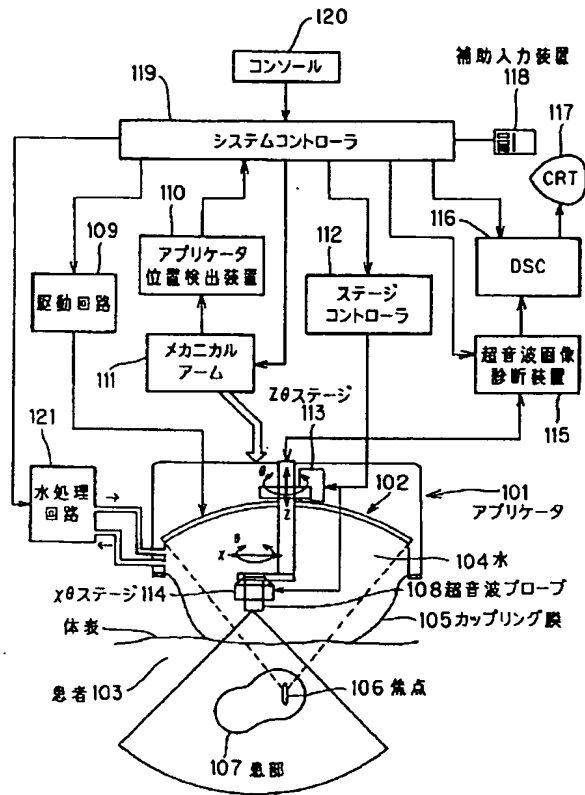
【図 10】



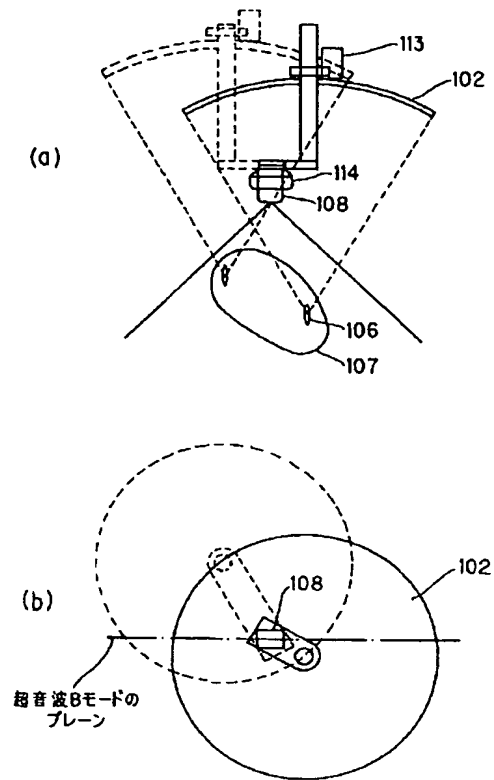
【図 21】



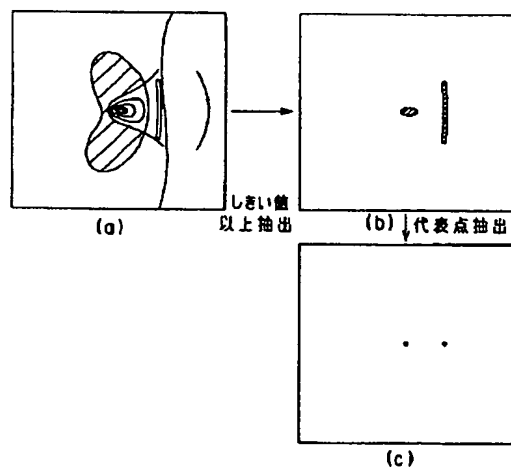
【図5】



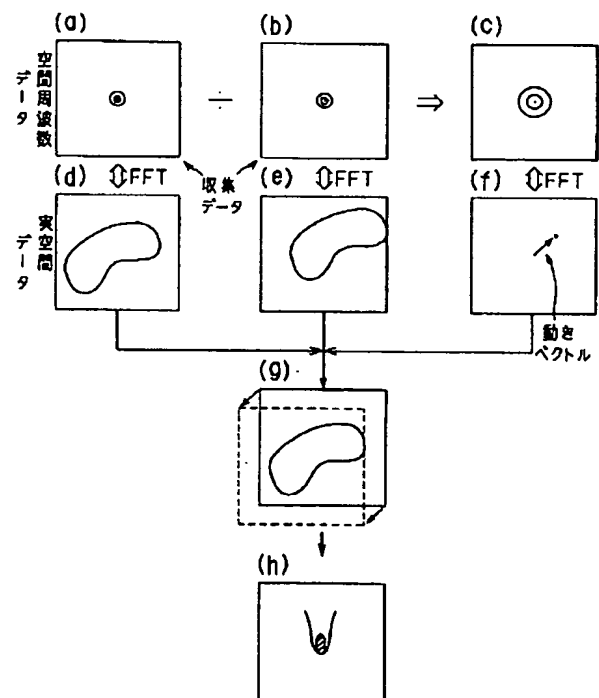
【図6】



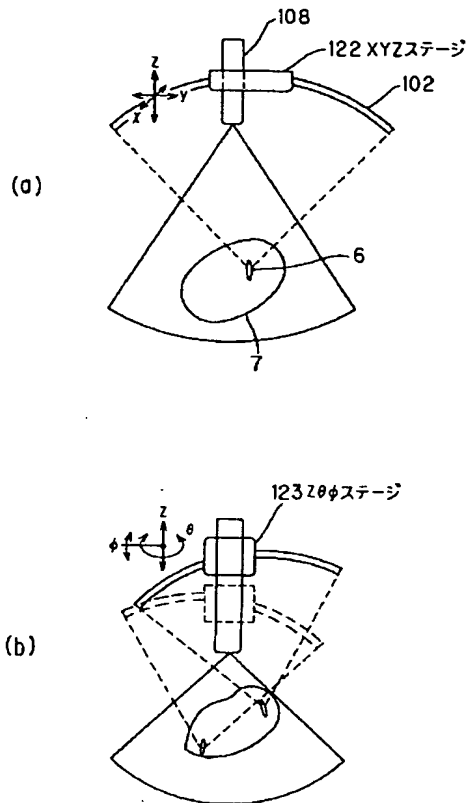
【図22】



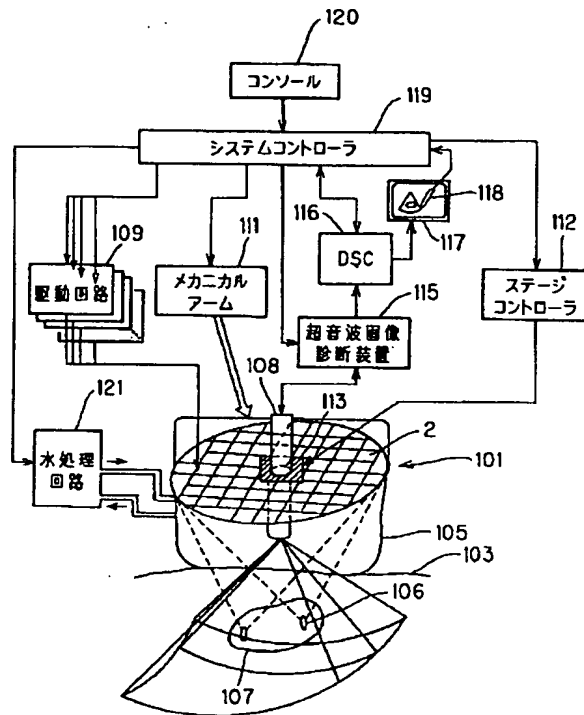
【図12】



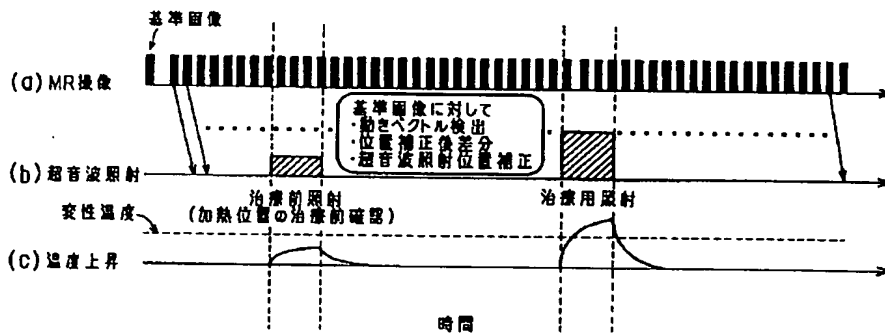
【図 7】



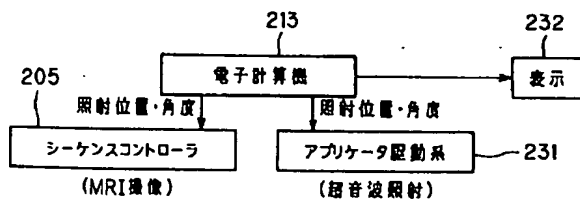
【図 8】



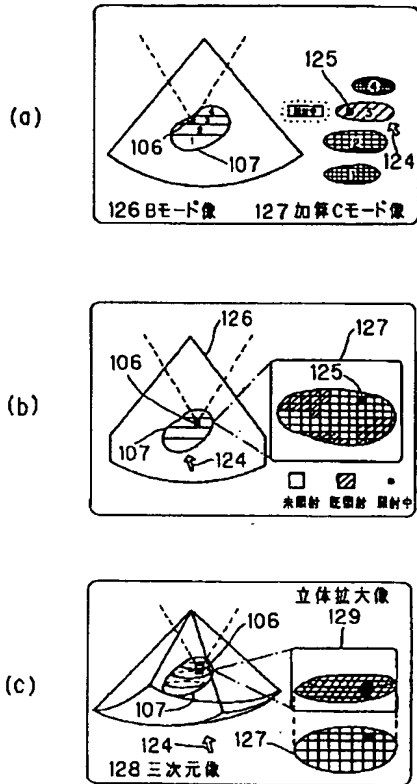
【図 14】



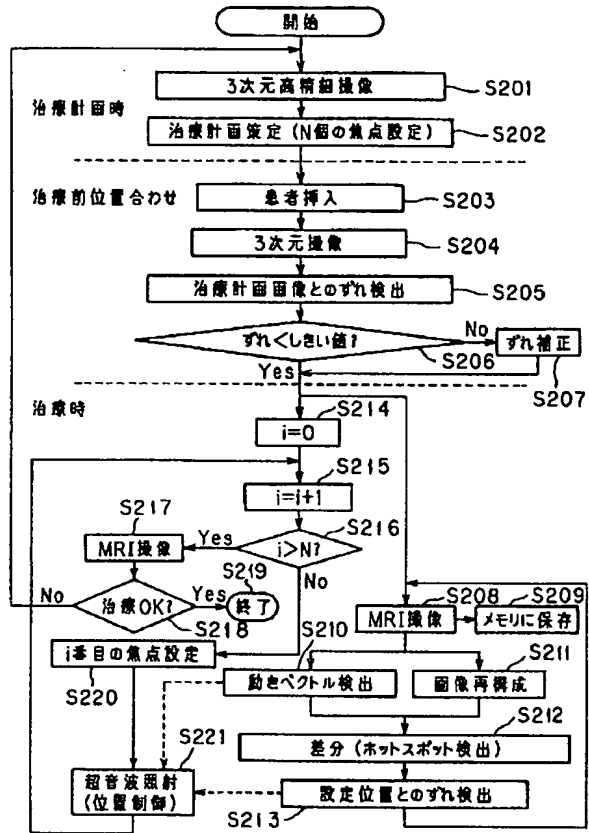
【図 28】



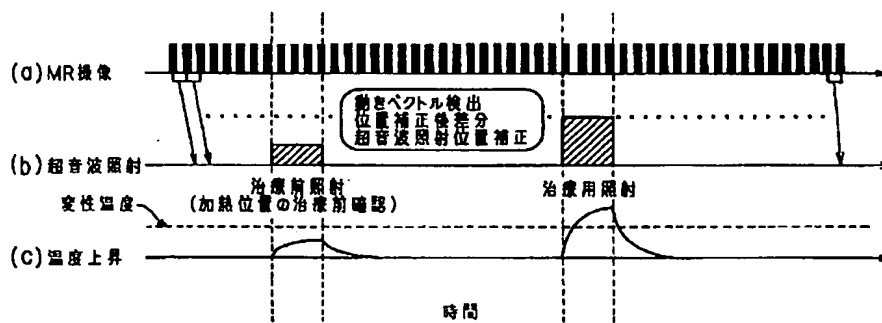
【図 9】



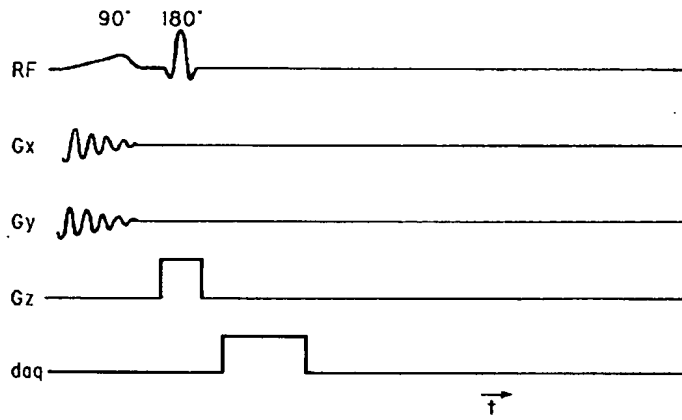
【図 13】



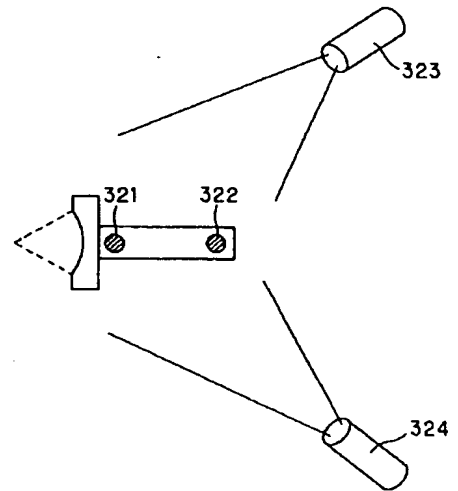
【図 15】



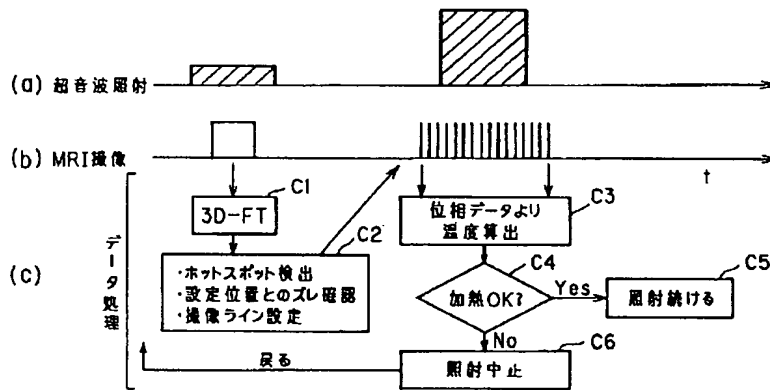
【図16】



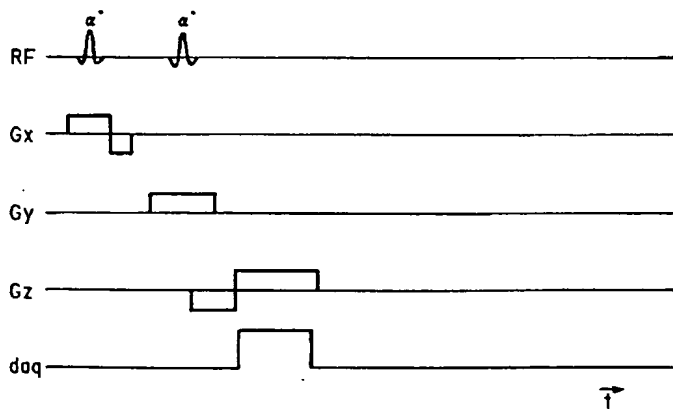
【図32】



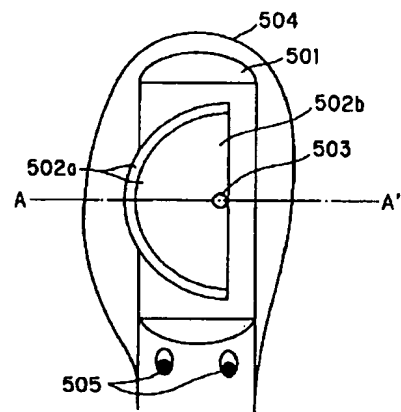
【図17】



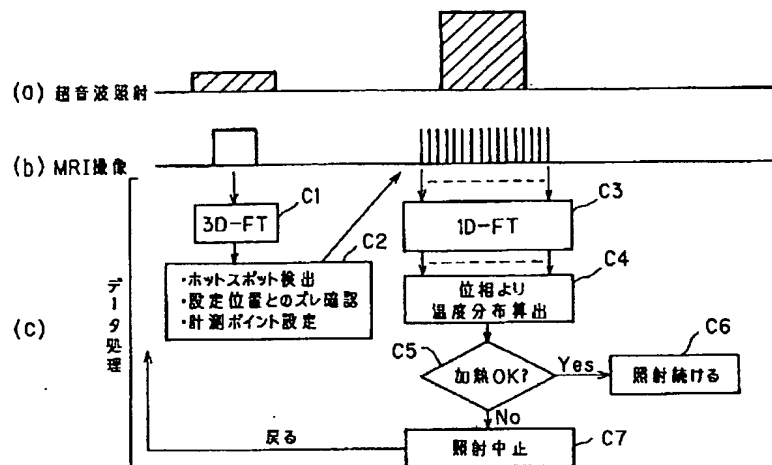
【図19】



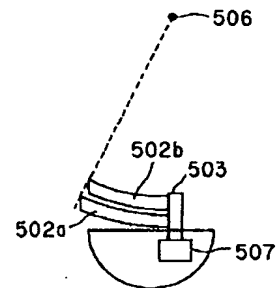
【図39】



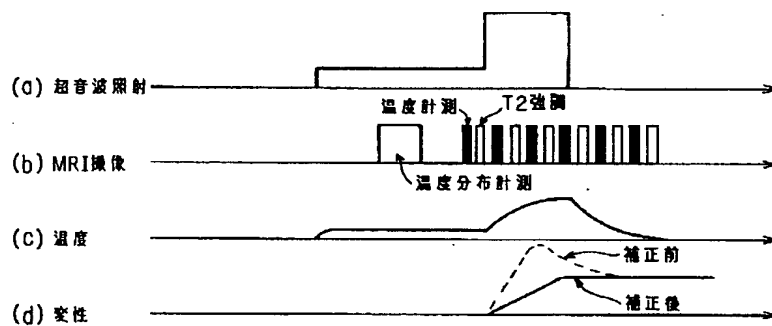
【図 20】



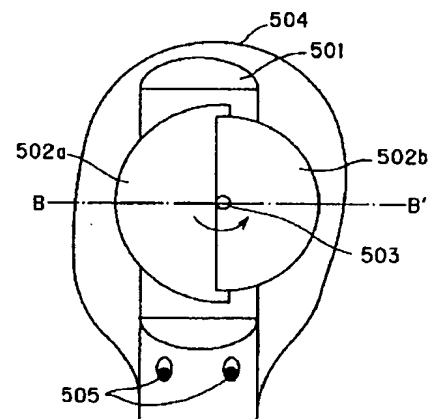
【図 40】



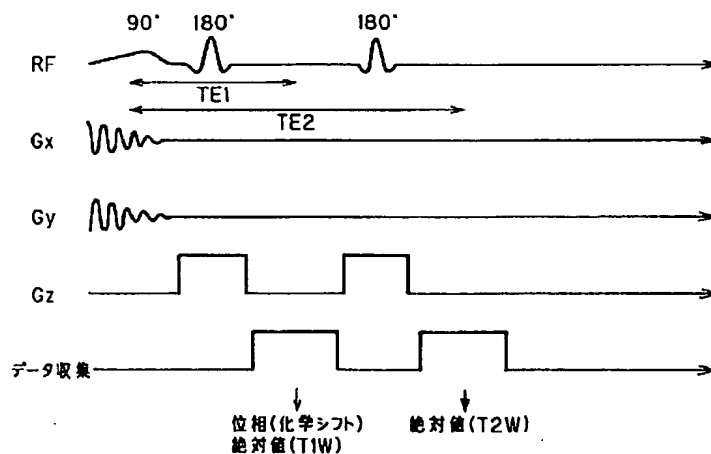
【図 23】



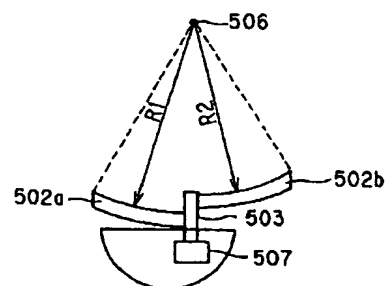
【図 41】



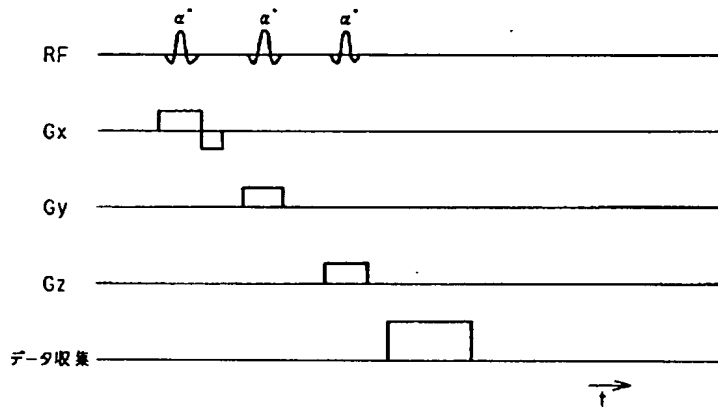
【図 24】



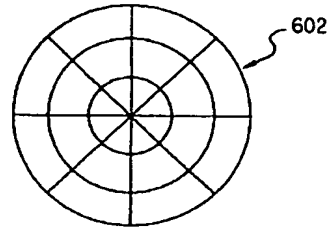
【図 42】



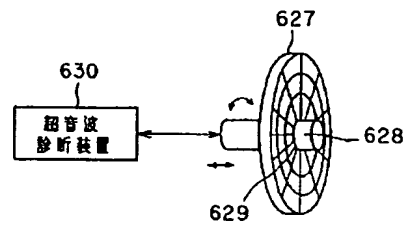
【図 25】



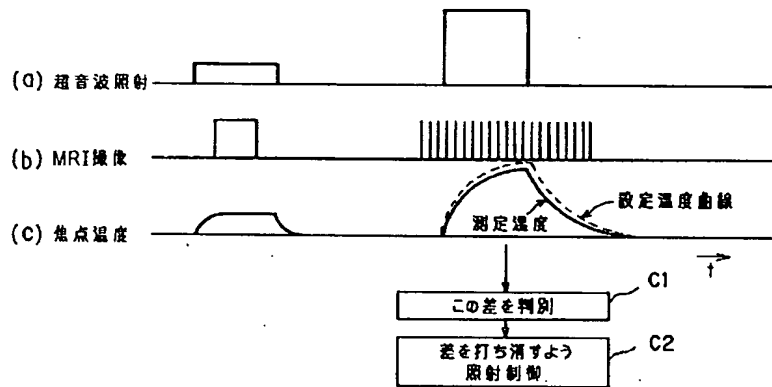
【図 48】



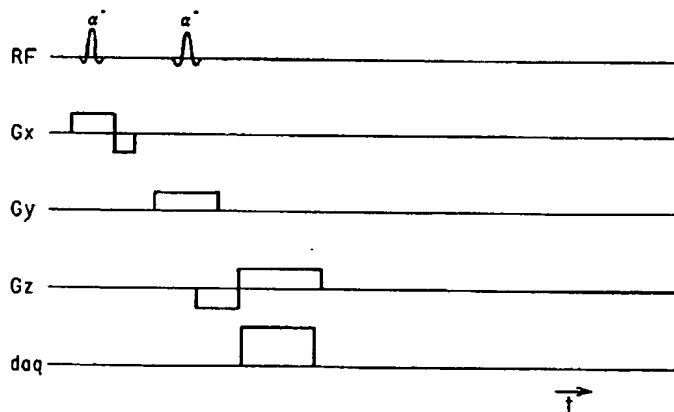
【図 50】



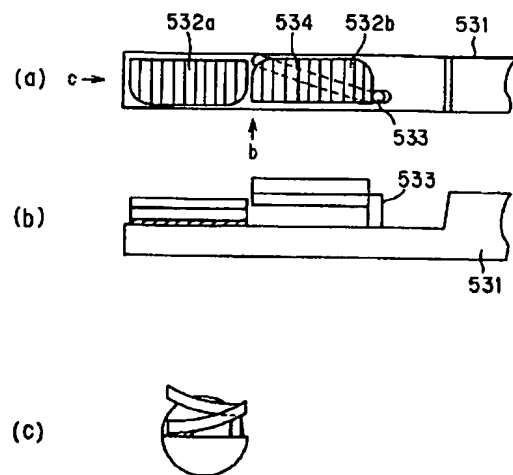
【図 26】



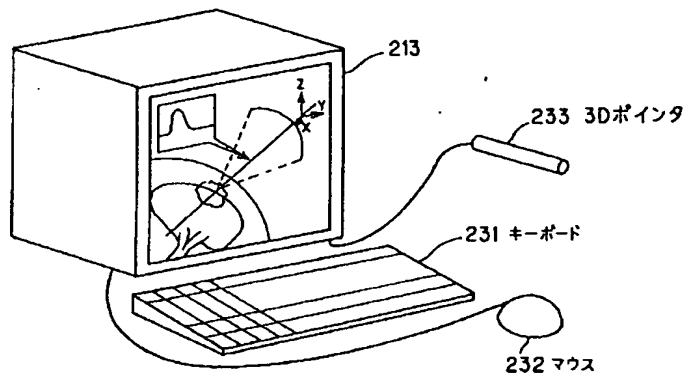
【図 27】



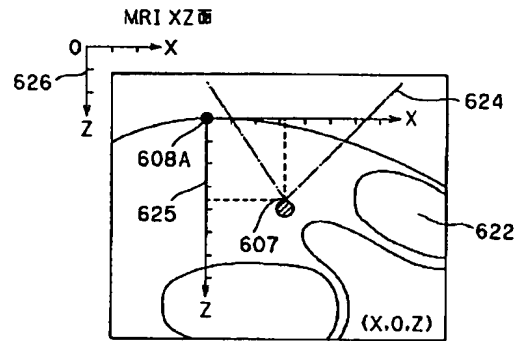
【図 44】



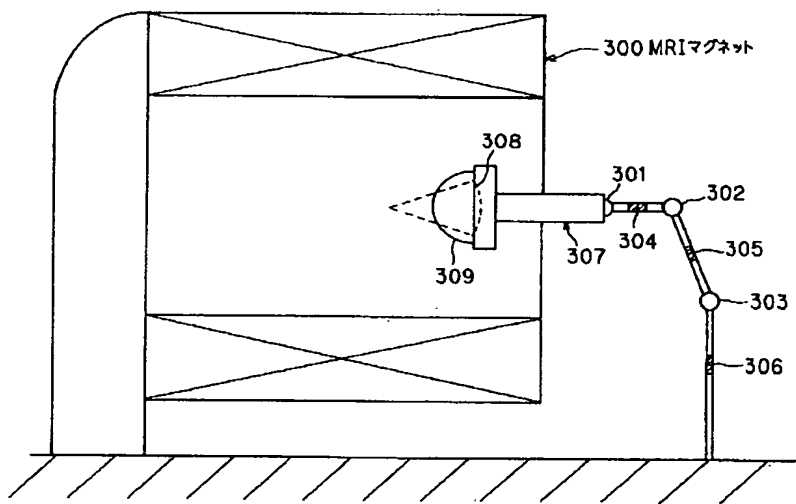
【図 29】



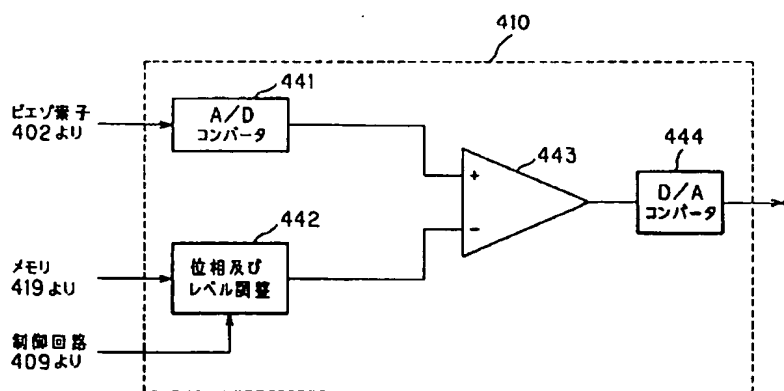
【図 49】



【図 30】

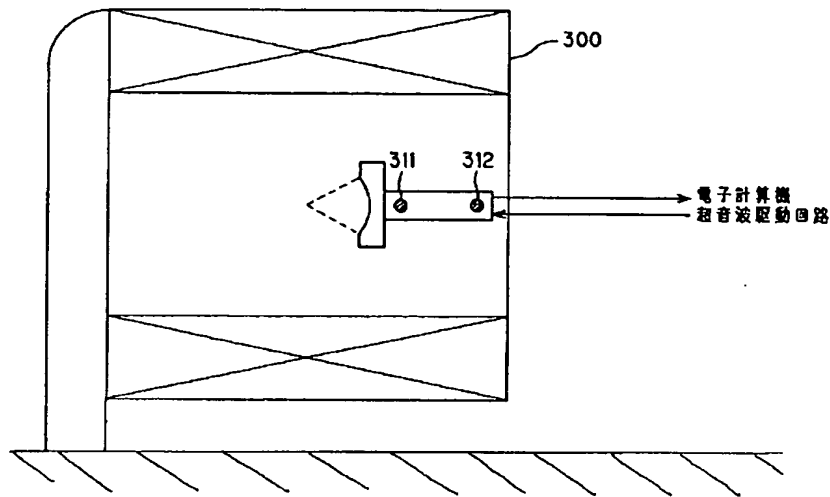


【図 36】

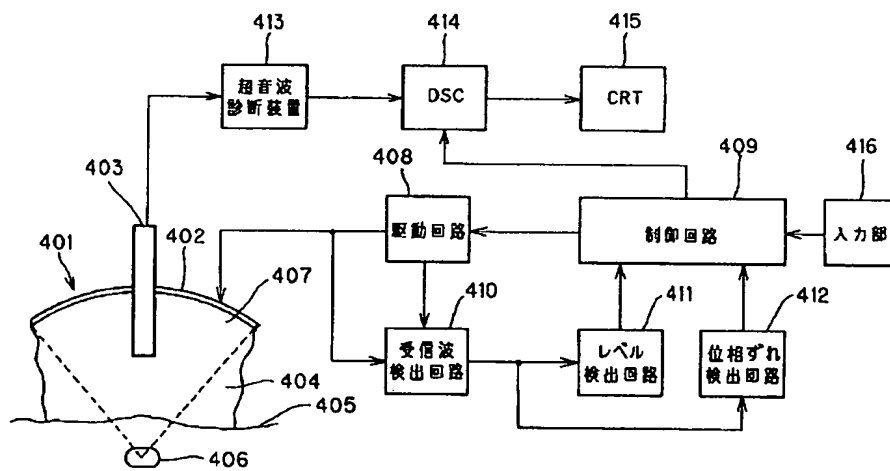




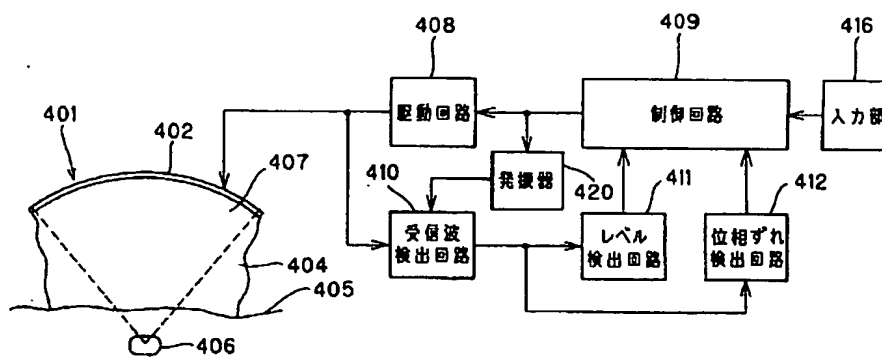
【図 3 1】



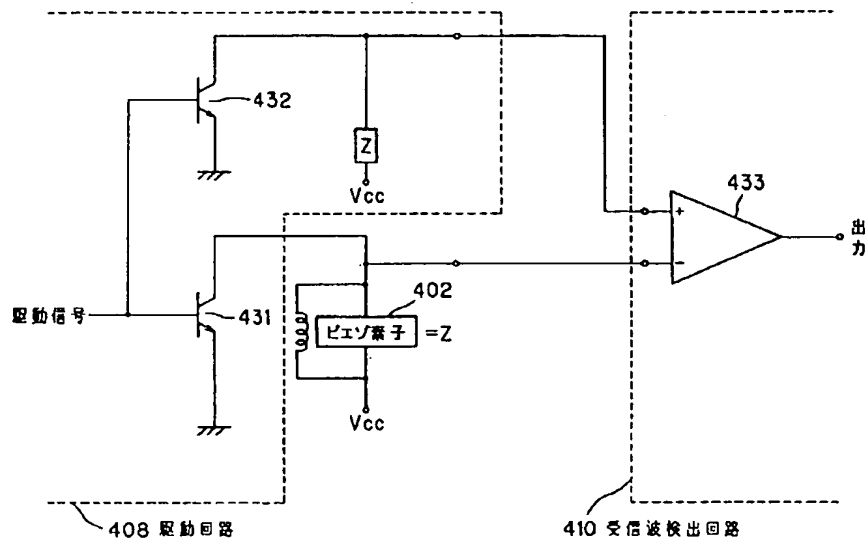
【図 3 3】



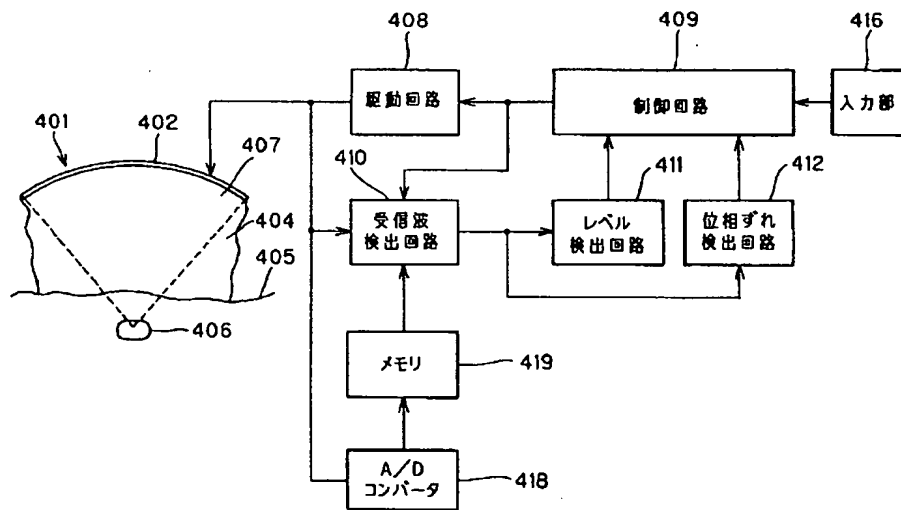
【図 3 7】



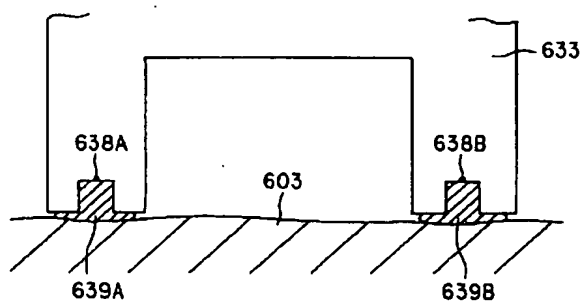
【図 3 4】



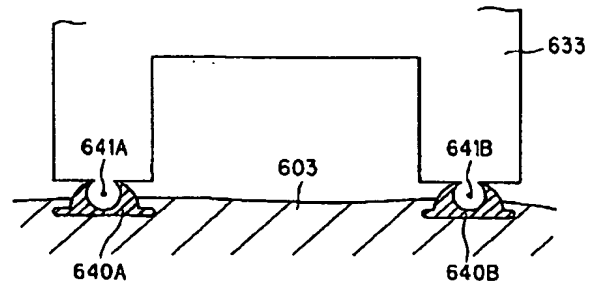
【図 3 5】



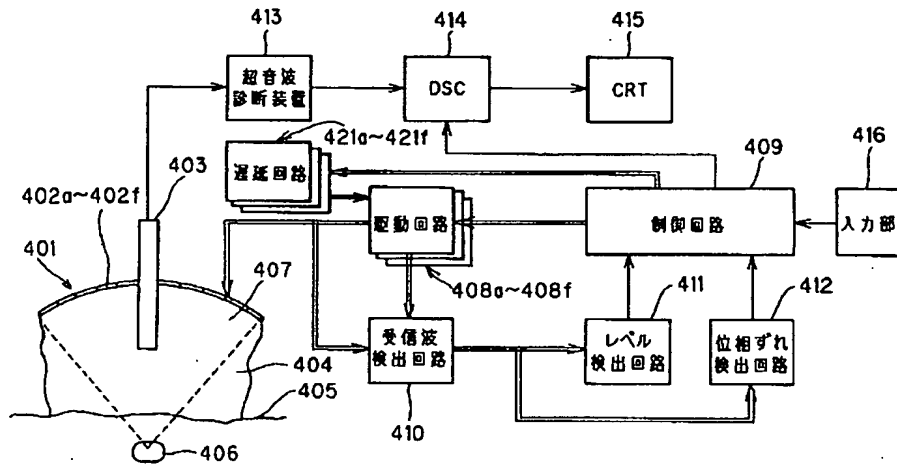
【図 5 3】



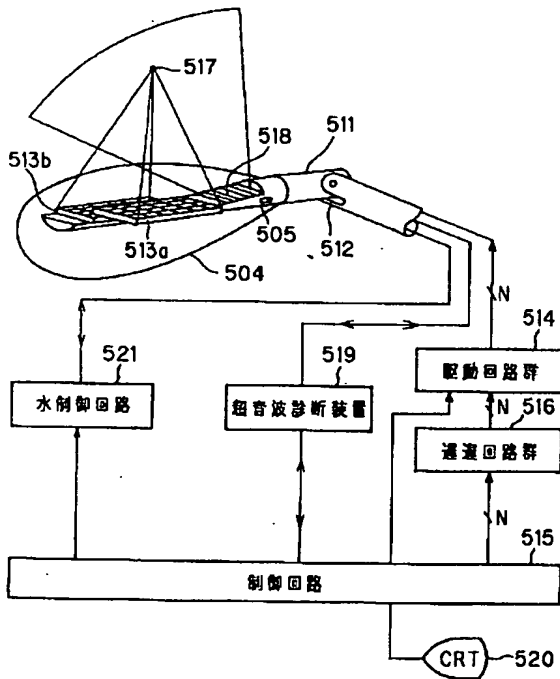
【図 5 4】



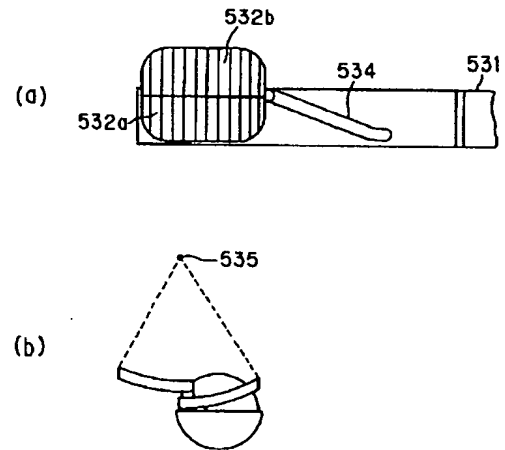
【図 38】



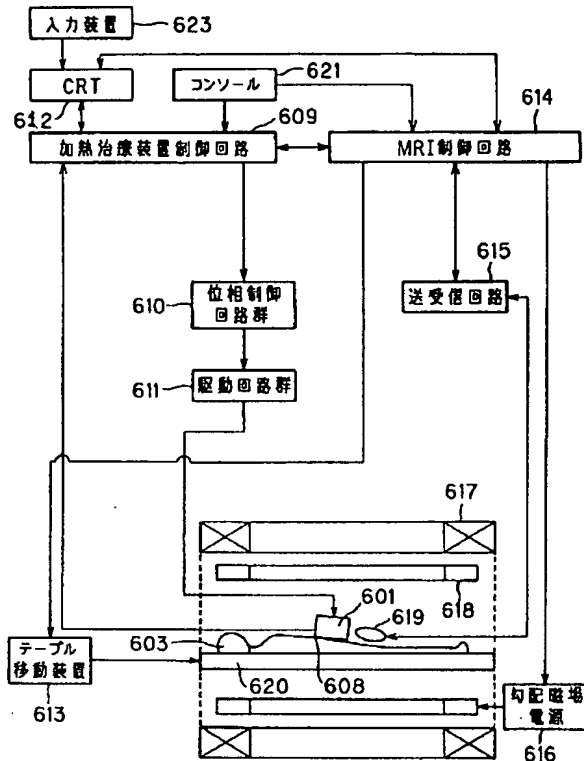
【図 43】



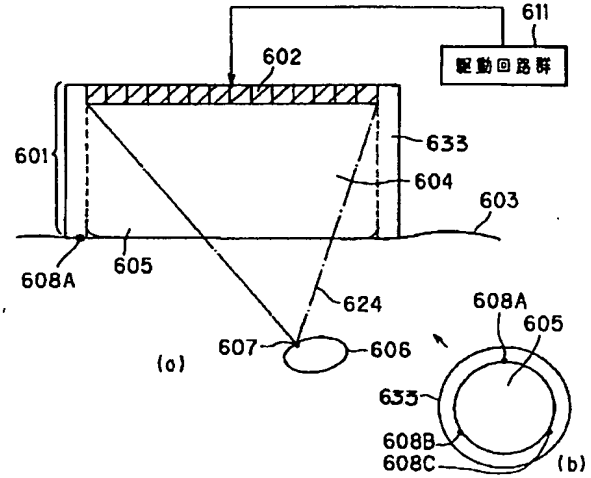
【図 45】



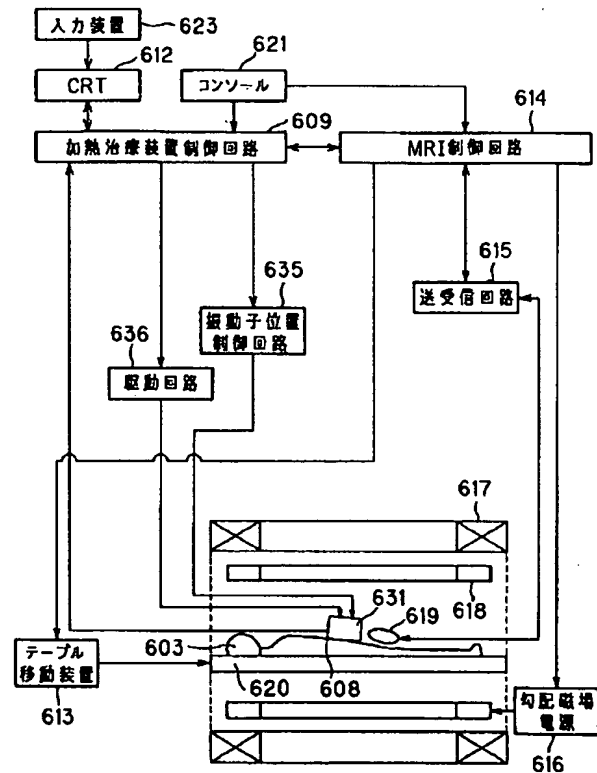
【図 4 6】



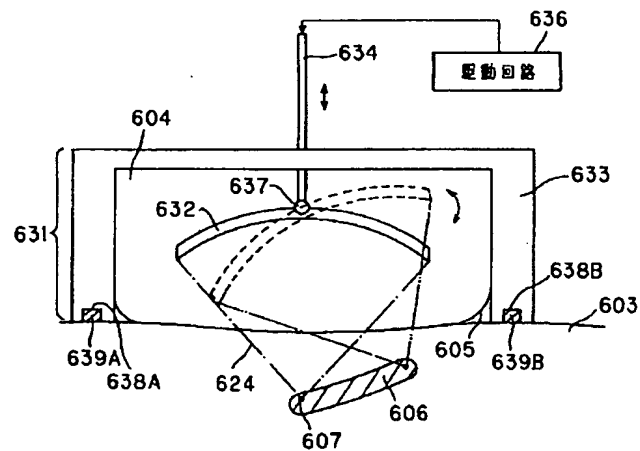
【図 4 7】



【図 5 1】



【図 52】



フロントページの続き

(72) 発明者 柴田 真理子  
神奈川県川崎市幸区小向東芝町 1 番地 株  
式会社東芝研究開発センター内

(72) 発明者 相田 聡  
神奈川県川崎市幸区小向東芝町 1 番地 株  
式会社東芝研究開発センター内  
(72) 発明者 岡本 和也  
神奈川県川崎市幸区小向東芝町 1 番地 株  
式会社東芝研究開発センター内